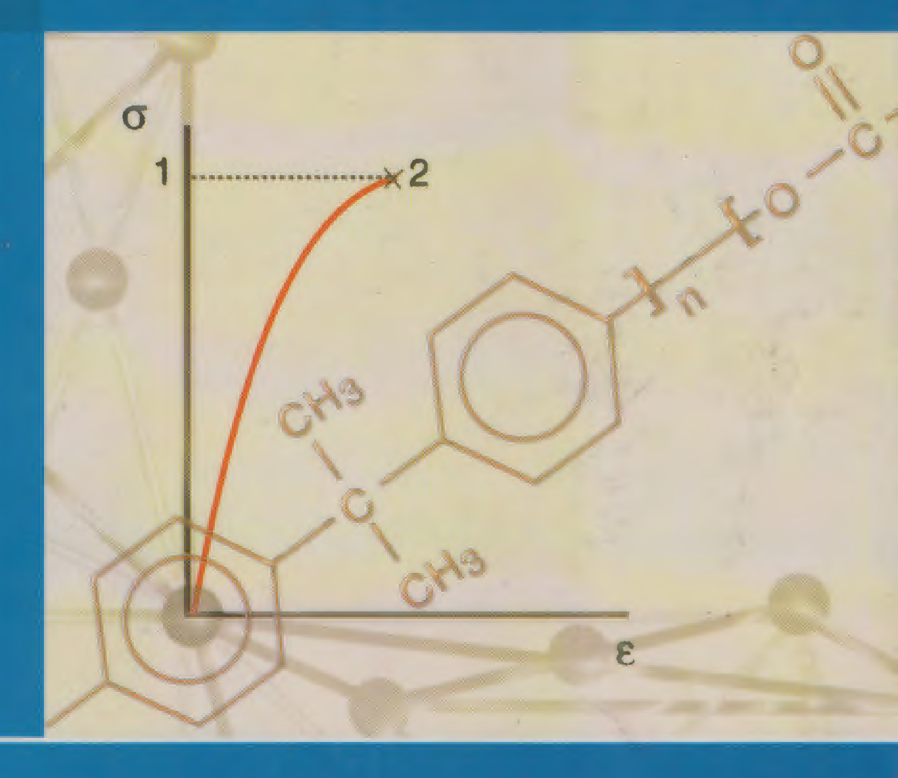
Macchi

Materiales Dentales

4ª EDICIÓN





ÍNDICE

SECCIÓN IV INCRUSTACIONES, CORONAS Y PUENTES 279

SECCIÓN V OTRAS APLICACIONES 341



Sección I

FUNDAMENTOS



Materia y materiales

Generalidades y clasificación de los materiales

El objetivo de este texto es el estudio de los denominados "materiales dentales" y puede constituir un razonable punto de partida describir qué comprende esa denominación.

Si bien es posible que no resulte fácil encontrar definiciones muy satisfactorias, puede comenzarse analizando el significado de las palabras "materiales" y "dentales", recurriendo para ello a algún diccionario. Es casi seguro que en él está el término "material" y que una de sus distintas acepciones se refiere a su uso en plural. El significado es entonces "materia con que se hace una cosa" o bien "materias necesarias para realizar una obra o ejercer una profesión". En cuanto a "dental" significa "relativo a los dientes".

Si, con un poco de libertad, se unen ambos significados, puede aceptarse que "materiales dentales" es la materia o las materias empleadas para ejercer una profesión relativa a los dientes, es decir, para ejercer la odontología.

También se emplea la expresión "biomateriales dentales" con la misma finalidad. Se parte para ello de la concepción de "biomaterial" como material utilizado en relación con un medio biológico o en una profesión vinculada con las ciencias de la salud. Sin embargo, algunas denominaciones reservan el término "biomaterial" para hacer referencia al que interactúa con un tejido biológico.

Surge de estas consideraciones que los materiales dentales son *materia* y, por consiguiente, para conocerlos, estudiarlos y utilizarlos correctamente se hace necesario partir del conocimiento y estudio de lo que se entiende por "materia".

En los textos de química y de física, materia es todo aquello que tiene masa y, por lo tanto, ocupa un lugar en el espacio. También en ellos se descri-

be cómo la materia no es continua, sino que está formada por partículas que guardan cierta relación entre sí.

Cuando esa relación es estable, en el sentido de que cada una de esas partículas mantiene una posición definida con respecto a las que la rodean, la materia se presenta en *estado sólido*. Cuando esa relación es menos estable y no hay ubicación definida con respecto a las vecinas, se observa la materia en *estado líquido*, y cuando entre esas partículas no hay tendencia a relacionarse, agruparse o unirse, sino a rechazarse, se está frente al *estado gaseoso*.

Los textos antes mencionados indican también que una misma materia puede presentarse en cualquiera de esos estados según sean las condiciones ambientales (temperatura y presión) en las que se encuentre. Por ejemplo, una materia sólida a temperatura ambiente puede transformarse en líquido o gas si se la calienta. Es decir, que la energía de atracción entre esas partículas, que a temperatura ambiente es suficiente para permitir que se ubiquen en posición definida con respecto a sus vecinas, es superada con el calentamiento por la energía térmica, que las obliga a moverse y perder esa ubicación estable.

No resultará difícil deducir que la temperatura necesaria para lograr el cambio, por ejemplo, de estado sólido a estado líquido, depende de cuán grande sea la fuerza que mantiene unidas a las partículas que componen el sólido. Si esa fuerza, denominada *cohesión*, es grande, la materia sólida tendrá una temperatura de fusión elevada, que será menor si ésta es débil. De la misma manera, será más difícil romper (separar las partículas unidas por cohesión) o modificar la forma de un cuerpo constituido por partículas fuertemente unidas entre sí que la de otro en el que esa unión sea débil.

Puede verse, entonces, que es posible sacar conclusiones relativas a las características de la materia, y por ende de los materiales, partiendo del conocimiento de su constitución íntima, o sea de lo que identifica como su **estructura**. No se puede conocer y entender el funcionamiento de los materiales en general, y específicamente de los "dentales", sin analizar, aunque sea superficialmente, las características de las partículas elementales con que están constituidos y de las fuerzas que las relacionan o unen.

Hasta ahora se ha empleado el término "partícula", pero seguramente ya el lector lo asoció con el concepto de átomo, la más elemental de las partículas que constituyen la materia. La división del átomo, por su parte, da lugar a la aparición independiente de otras partículas, pero que carecen de las características de la materia original. En consecuencia, puede aceptarse que la materia, y por extensión los materiales, está constituida por átomos.

Es preciso recordar que existe casi un centenar de átomos distintos en la naturaleza y, dado que algunos de ellos tienen características comunes, es posible agruparlos. El análisis de la tabla periódica de Mendeleiev indica la existencia de dos grandes grupos de elementos y, por lo tanto, de átomos: los metálicos y los no metálicos.

Hay materia formada por átomos metálicos y, por consiguiente, hay materiales formados por ellos y son los denominados **materiales metálicos** (plomo, hierro, oro, etc.).

Como los átomos metálicos pueden combinarse con los no metálicos (p. ej., en las sales), hay materia y materiales constituidos por esos dos tipos de átomos. Se denominan **materiales cerámicos** (yeso, mármol, etc.).

Por último, existe materia en la cual grupos de átomos se unen primeramente entre sí para formar las moléculas y, en segunda instancia, la relación entre esas moléculas da lugar a la materia o material. Son éstos los denominados **materiales orgánicos,** ya que el átomo que con mayor frecuencia contribuye a la formación de esas moléculas es el carbono que constituye la base de la denominada *química orgánica*.

En resumen, los materiales pueden clasificarse, en función de su tipo de materia o átomos que los constituyen, en: metálicos, cerámicos y orgánicos. Eventualmente pueden existir materiales que combinen en su estructura materia de dos de esos tipos, por ejemplo, materia cerámica y orgánica o cerámica y metálica. En estos casos se habla de **materiales combinados** y con frecuencia se utiliza para identificarlos la palabra inglesa *composite*.

Esta clasificación de los materiales no tiene tan sólo un fin didáctico. La presencia de átomos distintos en cada uno de ellos hace que sean diferentes las condiciones y las fuerzas con las que se relacionan para constituir materiales en estado sólido y, por lo tanto, sus características difieren totalmente. Esto puede llevar, como consecuencia, a aplicaciones y usos también diversos.

Uniones químicas en los materiales

Materiales metálicos

Casi todos los materiales metálicos son sólidos a temperatura y presión normales. O sea que los átomos que los componen están firmemente unidos entre sí. ¿Qué es lo que determina esa unión? Los átomos metálicos tienden a perder electrones (los denominados *de valencia*) para quedar con una órbita externa completa. Es decir que con facilidad se transforman en cationes; así, en el metal sólido no hay en realidad átomos sino iones positivos, y los electrones que han quedado libres circulan entre ellos y son compartidos por todos, lo que permite que se unan.

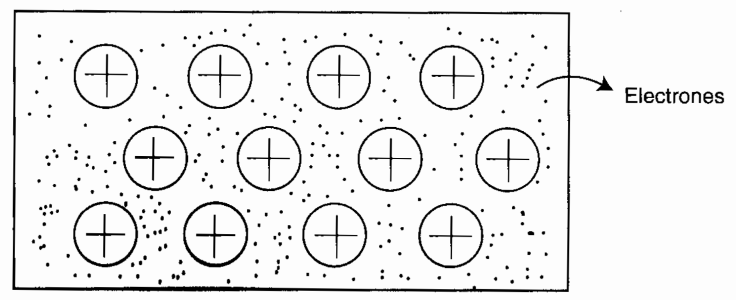


Fig. 1-1. Esquema del enlace metálico y la nube electrónica.

Fig. 1-2. Esquema de la unión iónica o electrovalente. Sólo se muestra la capa externa de electrones.

Este tipo de forma de unión se conoce con el nombre de *enlace metálico*, y el conjunto de electrones que se mueven libremente dentro del sólido, con el de *nube electrónica*. El sistema se representa esquemáticamente y en un solo plano en la figura 1-1.

Materiales cerámicos

En los materiales cerámicos, los dos tipos de uniones que pueden determinar el estado sólido deben darse no entre átomos iguales sino entre átomos distintos: entre átomos de elementos metálicos y no metálicos.

En algunos casos, como el de la sal común, los conocimientos de química pueden ayudar a reconocer por qué un material como el cloruro de sodio es sólido.

El sodio como metal puede fácilmente perder un electrón para transformarse en catión. El cloro, a su vez, necesita de un electrón para completar su órbita externa. Le viene bien tomarlo del sodio y quedar convertido en anión. Las cargas opuestas con que han quedado ambos hace que se atraigan y se unan. Es la denominada *unión* o *enlace iónico* o *electrovalencia* que se representa en la figura 1-2.

Pero si el sodio y el cloro tienen ahora cargas positiva y negativa, respectivamente, no la tienen en relación con un átomo vecino, sino que las cargas ejercen su acción en toda dirección. Esto hace que alrededor del sodio se ubiquen otros átomos (o iones) de cloro y alrededor de éstos otros átomos (o iones) de cloro.

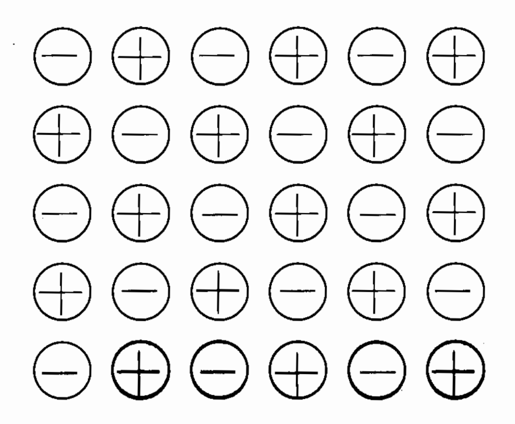


Fig. 1-3. Esquema de la estructura en materia sólida con uniones iónicas.

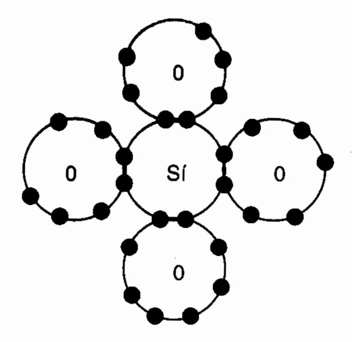


Fig. 1-4. Esquema de la unión covalente. Sólo se muestra la capa externa de electrones.

Se forma, entonces, una estructura como la de la figura 1-3 en la que, a diferencia de lo que sucede en los materiales metálicos, existen dos tipos de átomos y con distinta carga –iones– y no electrones libres, es decir, no hay una nube electrónica.

En otros casos de materiales cerámicos, las uniones que condicionan el estado sólido no son por electrovalencia. Por ejemplo, en la sílice (óxido de silicio) y otros materiales de ese tipo, los átomos principales son el silicio y el oxígeno. El primero tiene cuatro electrones en su órbita externa y, antes que cederlos o tomar cuatro para completarla, le es más fácil compartirlos.

El oxígeno, por su parte, tiene una órbita externa con seis electrones y necesita dos para completarse.

En la figura 1-4 puede verse que la distribución electrónica hace fácil al silicio compartir un electrón con cada uno de cuatro átomos de oxíge-

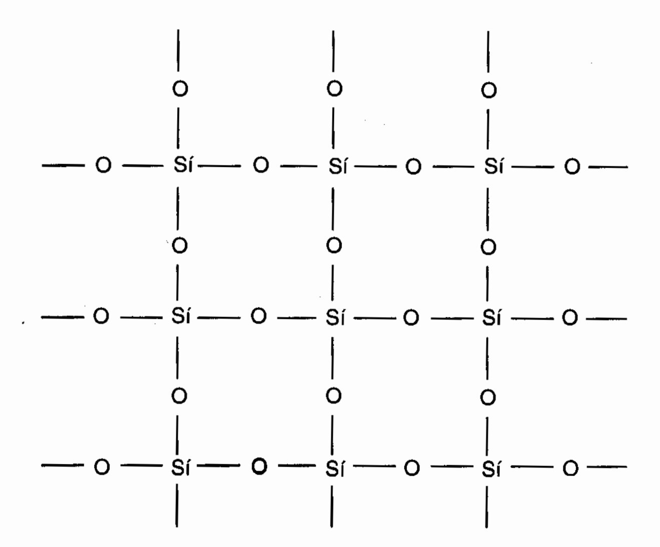


Fig. 1-5. Esquema de la estructura en materia sólida con uniones covalentes.

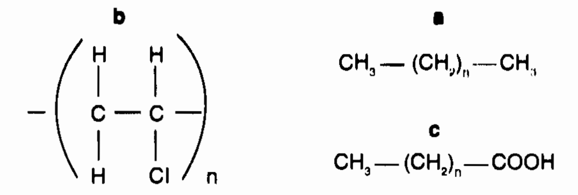


Fig. 1-6. Moléculas a partir de las cuales se pueden obtener sólidos orgánicos.

no. Pero como cada uno de éstos puede a su vez compartir otro con otro átomo de silicio, le permite, en definitiva, configurarse una estructura tridimensional, que se esquematiza en un plano en la figura 1-5. En ella también hay dos átomos distintos y no hay electrones libres, ya que cada uno está siendo compartido por dos átomos definidos y no por todos. Por supuesto, ya se habrá advertido que se trata de *uniones covalentes* entre cada silicio y cada oxígeno. Obsérvese que en los ejemplos citados, si bien están presentes dos átomos distintos, no puede hablarse de la existencia de moléculas. Cuando en química se escribe NaCl para representar al cloruro de sodio o SiO_2 para la sílice o dióxido de silicio, sólo se está indicando que existe un átomo de sodio por cada uno de cloro y uno de silicio por cada dos de oxígeno, respectivamente. En los esquemas de las figuras 1-3 y 1-5 se ve que en la realidad no existe unión independiente entre dos o tres átomos sino que, en cambio, todos están vinculados entre sí.

En estos ejemplos, las uniones que condicionan la aparición del estado sólido son, exclusivamente, iónicas o covalentes. En materiales cerámicos más complejos, como el yeso ($CaSO_4.2\ H_2O$) y otros, existen ambos tipos de uniones e incluso a veces otros tipos que las complementan, como el enlace coordinante.

Materiales orgánicos

En los materiales orgánicos, el átomo preponderante es habitualmente el carbono y, en algunos casos, el silicio. Ese elemento, con sus cuatro electrones, puede unirse con otros átomos iguales y/o con los de otros elementos por medio de uniones covalentes y formar moléculas. Así, por ejemplo, un material orgánico puede estar constituido por moléculas como las que se muestran en la figura 1-6 en las que "n" es un número entero variable.

Estas moléculas se han formado en función de uniones covalentes entre átomos. Sin embargo, no necesariamente conducirán a la formación de un sólido. Para que esto suceda serán las distintas moléculas las que tendrán que unirse, a diferencia de lo que sucede en los materiales metálicos y cerámicos, en los que las uniones entre átomos son las responsables del estado sólido. Para explicar cómo se produce esa unión entre moléculas se puede partir del análisis de una sustancia de molécula sencilla aunque difícil quizá de ubicar dentro de la clasificación de los materiales: el agua, es decir, H_2O.

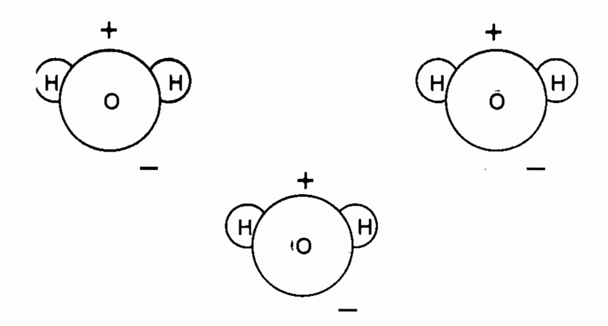


Fig. 1-7. Esquema de las uniones entre moléculas de agua.

Como toda molécula, es neutra pero, debido a la dirección de las fuerzas de valencia, en ella se ubican los dos átomos de hidrógeno sobre un lado del oxígeno, tal como se esquematiza en la figura 1-7. Como este último tiene más electrones que los dos hidrógenos, el lado donde ellos se encuentran es positivo con respecto aquél en el que predominan las cargas negativas de los electrones del oxígeno. La molécula (neutra) constituye un *dipolo* y no es difícil imaginar que varias moléculas de agua tenderán a adosarse de manera que la parte positiva del dipolo de una coincida con la negativa de otro y viceversa.

Hay entonces fuerzas de atracción entre las moléculas de agua, y si la energía térmica lo permite (temperatura inferior a 0° C a presión normal), pueden manifestarse lo suficiente para formar agua sólida (hielo). Nótese bien que este sólido se ha constituido sobre la base de uniones entre moléculas y no entre átomos.

Este mismo mecanismo de formación de uniones denominadas *secundarias* (se forman en segundo término y luego de las primarias entre los átomos que forman las moléculas) o *fuerzas de van der Waals* (dentro de las cuales se reconocen diferentes formas) permite que materiales orgánicos de fórmulas, como las de la figura 1-6, puedan ser sólidos. En este ejemplo, las zonas donde se ubican el cloro en (b) o el grupo –COOH (carboxilo) en (c) son más negativas, ya que el cloro y los oxígenos de los grupos mencionados contienen mayor cantidad de electrones que los demás elementos involucrados en las moléculas y se genera así una molécula *asimétrica*. Si la energía térmica lo permite, puede manifestarse suficiente atracción entre los dipolos así constituidos en varias moléculas para obtenerse un sólido.

Algo distinto es el caso de moléculas como la de la (a) de la misma figura. En ella no hay zonas que puedan considerarse con diferente densidad o cantidad de electrones. Es una molécula *simétrica* y aparentemente no constituye un dipolo. Sin embargo, pueden presentarse hidrocarburos de ese tipo en estado sólido y ello se debe a que los electrones no están fijos sino en continuo movimiento. Esto hace que aunque la molécula sea simétrica en un momento dado haya mayor concentración de electrones en una zona y ésta, al ser relativamente más negativa, convierte al con-

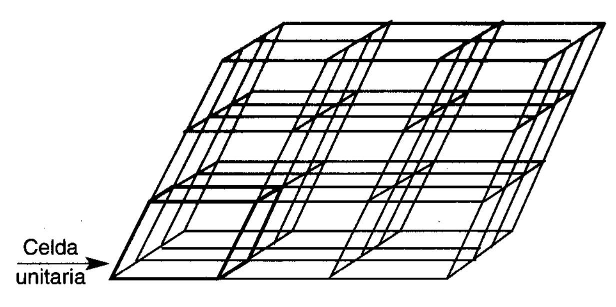


Fig. 1-8. Reticulado espacial (esquemático) con celda unitaria resaltada.

junto en un dipolo. Pero en el momento siguiente los electrones cambian de posición y aunque el dipolo sigue existiendo, la ubicación de las cargas cambia.

Los *dipolos* así generados se denominan *fluctuantes* o *instantáneos* a diferencia de los ya analizados, que se forman en moléculas asimétricas y pueden denominarse *permanentes.* Como es fácil imaginar, los dipolos fluctuantes pueden dar lugar a la formación de sólidos más fáciles de destruir (romper, fundir) que los formados por dipolos permanentes.

Estructuras cristalinas y amorfas

Si al unirse entre sí para constituir sólidos, los átomos o las moléculas de los materiales se distribuyen en el espacio de manera tal que se encuentren ubicados a igual distancia con respecto a los vecinos y en posiciones relativas equivalentes, se forma una estructura regular, ordenada o *cristalina.*

Esto significa que si trazáramos líneas imaginarias entre los átomos, los iones o las moléculas que forman la estructura, se obtendría una figura geométrica regular o *reticulado espacial* (fig. 1-8). Si a un hombre le fuera posible reducir su tamaño a tal punto que pudiera realizar un viaje a través de un reticulado espacial, encontraría esta experiencia muy monótona. Sería testigo de un paisaje que se repite constantemente. O sea que bastaría ver la primera parte para tener idea de cómo es el todo.

Por ello, para conocer un reticulado espacial es suficiente conocer la unidad más pequeña, la cual al repetirse da lugar a la formación del conjunto. A esa unidad se la denomina *celda unitaria* o *unidad repetitiva.* El reticulado del esquema de la figura 1-8 es el resultado de un agrupamiento de unidades que se ubican unas contra otras. La celda unitaria es la que se resalta en el esquema.

Debe tenerse presente que en un bloque sólido de un tamaño que lo haga perceptible a simple vista no es usual que sea posible reconocer un reticulado que se continúe de un extremo a otro de su masa, es decir que esté constituido por un solo *cristal.* Lo frecuente es que un bloque sólido presente una estructura *multicristalina* con una determinada cantidad de cristales formando la masa total.

Esta situación se encuentra fácilmente en la mayor parte de la estructura de los materiales metálicos y según las características de los átomos o del metal, variarán la forma de la celda unitaria y el *sistema cristalino* correspondiente.

En los materiales cerámicos puede darse una situación equivalente aunque con presencia de más de un tipo de átomo en el reticulado espacial. Sin embargo, también es posible que en algunos de ellos los átomos no se encuentren ordenados en un reticulado sino ubicados casi aleatoriamente en el espacio formando una estructura *amorfa.*

Las moléculas dentro de los sólidos orgánicos pueden ordenarse constituyendo algo similar a un reticulado espacial. No obstante, su tamaño por lo general grande y las fuerzas que las atraen (dipolos), más débiles que otros tipos de uniones, hacen que su ubicación en el espacio no siga un patrón constante o definido. Rara vez presentan una estructura cristalina, sino todo lo contrario; por lo habitual constituyen estructuras amorfas o, más exactamente, mesomorfas, ya que puede existir algún tipo de ordenamiento, aunque reducido.

Resumen

En este capítulo se analizaron los materiales como materia que se presenta en estado sólido cuando la energía dada por las uniones químicas entre las partículas que la componen es lo suficientemente fuerte para determinar relaciones constantes entre ellas.

Esas uniones químicas pueden ser de tipo primario, como el enlace metálico, la electrovalencia y la covalencia, o secundario (fuerzas de van der Waals), cuando están dadas por la formación de dipolos permanentes o fluctuantes en moléculas.

Las primeras (primarias) constituyen la base de los materiales metálicos y cerámicos y las segundas (secundarias), la de materiales orgánicos que están constituidos por moléculas (que a su vez son el resultado de uniones primarias entre átomos).

Los materiales pueden, a su vez, presentarse con una estructura interna ordenada (cristalina), como es común en los metálicos y poco común en los orgánicos, o desordenada (amorfa), como es poco común en los metálicos y común en los orgánicos. En los cerámicos es dable encontrar estructuras cristalinas y amorfas. Asimismo, no es común que un cuerpo cristalino esté compuesto por un solo cristal; generalmente consiste en el agrupamiento de gran cantidad de ellos (estructura policristalina).

Como es de esperar, las características de estos materiales serán diferentes, como se verá más adelante, en función de las diferencias en sus estructuras y de la forma que adquieran esas estructuras.

Es importante tener presente que la estructura interna de los materiales, en la realidad, no guarda una regularidad como la que esquemáticamente se describió. Lo usual es encontrar zonas con ausencia de algún átomo o de grupos de átomos. Estos defectos suelen denominarse *dislocaciones* y su presencia afecta el comportamiento de los materiales.

Ejercitaciones

- Enumere el tipo de uniones químicas que se pueden generar entre átomos.
- Diferencie las características de las estructuras internas de los materiales metálicos, cerámicos y orgánicos.
- Describa las condiciones que determinan el estado sólido en los materiales orgánicos.
- Describa las condiciones que permiten diferenciar una estructura cristalina de una amorfa.



2 Propiedades de los materiales

En el capítulo anterior se mencionó varias veces el hecho de que la estructura de los materiales (o sea la estructura de la materia que los compone) condiciona sus características. Estas características o cualidades se denominan *propiedades* y su estudio representa el análisis de cómo reacciona o se comporta el material ante diversos agentes.

Según se trate de un agente físico o químico, puede hablarse del estudio de las propiedades *físicas* o *químicas*. El modo de reaccionar ante un ácido es un ejemplo de lo segundo y la forma de hacerlo ante una corriente eléctrica lo es de lo primero.

La forma de comportarse ante la acción de fuerzas constituye otro ejemplo de las propiedades físicas. Pero para este caso la denominación que corresponde es de *propiedades mecánicas*. Se trata, en realidad, de un grupo particular de propiedades físicas.

El conocimiento de las propiedades de los materiales es útil en dos sentidos. Por un lado, le permite al usuario, por ejemplo el profesional odontólogo, seleccionar el más adecuado, el que mejor permita encarar una determinada situación de tratamiento odontológico. Actuando con precisión en este sentido, posibilita hacer una mejor selección y, por ende, obtener mejores resultados en el trabajo con materiales. Además, el estudio de las propiedades posibilita establecer cuáles son las condiciones mínimas que debe tener un material para ser útil. Así es posible elaborar lo que se denominan *normas* y *especificaciones*, que facilitan la distinción entre productos aceptables y no aceptables. Las normas son formuladas por organismos nacionales e internacionales para varios materiales dentales como listas de requisitos exigibles, los que a su vez son valores para determinadas propiedades físicas (y mecánicas) y químicas. Esas mismas normas establecen también las técnicas que deben emplearse para estudiar esas propiedades con el fin de obtener resultados comparables en cualquier laboratorio.

Obsérvese que así es posible, estudiando las propiedades de los materiales, anticipar si un determinado producto va a ser útil o no y si puede esperarse que con él se obtengan resultados superiores a los que se logran con otros materiales ya conocidos o no. Se puede obviar así, aunque sea en forma limitada, el ensayo de muchos materiales directamente en la cavidad bucal, lo que representa una inversión considerable de tiempo y recursos. Esto no quiere decir que no deba estudiarse en pacientes el comportamiento real de los materiales. Por lo contrario, este tipo de investigación clínica representa el paso final para la evaluación de la utilidad de un material, pero, sin duda, sólo será conveniente llegar a esta etapa con aquellos que en el laboratorio hayan demostrado tener posibilidades de éxito.

Las propiedades físicas y químicas se estudian en todos los materiales que se emplean en las distintas ramas de la ciencia y de la técnica. A los utilizados en odontología se suma el estudio de cómo reaccionan los organismos vivos ante su presencia y también el de la reacción del material cuando está ubicado en un medio biológico.

Propiedades biológicas

Este estudio representa el conocimiento necesario para discernir la manera de lograr una determinada reacción que puede favorecer al organismo o para evitar una reacción desfavorable. En el primer caso se trata de encontrar materiales que provoquen una reacción que permita que el organismo los integre, tal como sucede en el caso de algunos implantes, o la búsqueda de alguna reacción que estimule procesos de reparación.

En el segundo caso, no es difícil explicar el porqué del análisis de las posibles reacciones desfavorables ante la presencia de aquellos materiales que se deben ubicar en forma temporaria o permanente dentro de la boca o dentro de los tejidos de un paciente. Pero aun en los casos de los materiales que no entran en contacto directo con el paciente, es importante conocer su posible acción tóxica si se sospecha que pueden ser nocivos para el odontólogo o el técnico que trabaja con ellos. También es fundamental conocer las posibles consecuencias o modificaciones que pueda generar un material en el medio ambiente en que está presente ya que así pueden verse afectadas las condiciones en que se desarrolla la vida en él.

Hay dos tipos de reacciones de tipo biológico que se deben evitar cuando se usa un material: las reacciones inmunológicas y las reacciones toxicológicas y mutagénicas.

Las primeras se refieren a la reacción que se produce en el organismo por la simple presencia del elemento desencadenante. Pueden cubrir una gama que va desde manifestaciones en el tejido epitelial (piel y mucosas) hasta otras más graves en el resto del organismo y hacen necesario que el profesional esté atento a la posibilidad de su ocurrencia. Por eso es importante conocer, a través de una historia clínica adecuada, los antecedentes de cada paciente.

Las reacciones de índole tóxica son diferentes. No se producen por la sola presencia del elemento, sino que éste debe ser vehiculizado e incorporado al medio interno. Por este motivo, un material que en sí mismo contiene componentes tóxicos puede no producir una reacción de tipo tóxica si no son liberados por el material e incorporados a un organismo.

Por ejemplo, ciertos metales utilizados en odontología tienen potencial tóxico o alergénico, como el berilio, relacionado sobre todo con riesgos ocupacionales (de aquellos que trabajan con aleaciones que lo contengan en sitios con poca ventilación), el níquel, que se ha considerado un agente sensibilizante (causa más dermatitis por contacto que otros metales combinados) y con potencial carcinogénico en algunos de sus compuestos y, en algunos casos, el cobalto. El mercurio también tiene un efecto tóxico importante cuando es absorbido por el organismo, pero no se ha hallado evidencia de que las restauraciones de amalgama (aleación de la que forma parte, como su nombre lo indica) sean fuente de cantidades relevantes de mercurio en el organismo.

El impacto ambiental de los desechos de mercurio, así como de otros materiales que son utilizados en odontología, es un aspecto que debe ser tenido en cuenta, ya que desde los desagües de consultorios es posible que, sin un adecuado tratamiento, el mercurio tenga un potencial efecto nocivo al contaminar las fuentes de agua.

También algunos materiales orgánicos, en especial los de bajo peso molecular (monómeros), encierran la posibilidad de causar reacciones alérgicas como dermatitis cuando están en contacto con la piel. Es por eso que se recomienda la utilización de guantes para la manipulación de estos materiales, ya que si bien no impiden completamente su paso, disminuyen la cantidad que entra en contacto con la piel.

En consecuencia, la probabilidad de problemas biológicos por el empleo de materiales dentales, así como el comportamiento ante el medio bioquímico bucal o interno, está relacionado de manera estrecha y fundamental con sus propiedades químicas, como la posibilidad de disolverse en un medio o evaporarse, que se deben analizar en cada tipo de material en particular.

Propiedades físicas

Las propiedades físicas de los materiales dependen de la materia con la que están formados: en algunos casos de los átomos que la componen, en otros de las uniones entre ellos, o de la presencia de electrones libres. En física es habitual la diferencia entre propiedades extensivas o intensivas según estén relacionadas o no con la cantidad de materia existente o no. El peso y el volumen son ejemplos de las primeras.

Densidad

En el núcleo de los átomos está ubicada la masa (protones y neutrones). Por ello la cantidad de materia por unidad de volumen, es decir, la densidad de un material, está vinculada con él. Sin embargo, también lo está con la distancia entre átomos o moléculas determinada por el tipo de unión química, así como por algunas condiciones externas como la temperatura y la pre-

sión, ya que todo ello determina la cantidad de átomos o moléculas presentes en un determinado volumen. Esta propiedad, mensurable, cuya unidad más común es el gramo por centímetro cúbico (g/cm³), es de interés en ocasiones, ya que a su vez determina el peso que tiene una estructura en función de su volumen.

Propiedades ópticas

Este tipo de propiedades describe el comportamiento de un material ante radiaciones electromagnéticas, en especial aquellas cuya longitud de onda se encuentra entre 400 y 700 nm (milésima de micrómetro o milmillonésima parte del metro), es decir, la parte del espectro que el ojo humano detecta y constituye lo que se conoce como luz o radiación luminosa. Por este motivo se acostumbra hablar de propiedades ópticas (relativas a la visión).

La respuesta de un material ante una determinada radiación depende de dos factores, la estructura de la materia sobre la que incide y la longitud de onda de esa radiación. Así, un material puede absorber una determinada radiación y presentarse *opaco* ante ella y no hacerlo con otra de diferente longitud de onda. Por ejemplo, los tejidos blandos de la cavidad bucal absorben una buena parte de la luz y son opacos, mientras que no absorben, o lo hacen muy poco, la radiación Roentgen y casi no se detectan en una radiografía convencional (son radiolúcidos). De la misma manera, los materiales metálicos, por la presencia de electrones libres, tienen capacidad de absorber radiación tanto de luz como otras como la Roentgen (son radioopacos).

El agua no absorbe la luz y es transparente ante ella pero, sin embargo, absorbe con eficacia radiaciones de mayor longitud de onda como las de fuentes generadoras de "láser" (radiación coherente obtenida por emisión estimulada) de dióxido de carbono (longitud de onda 10,6 micrómetros). Estos conceptos se aplican en el uso odontológico de las radiaciones para el diagnóstico, el tratamiento y el trabajo con materiales dentales.

Transparencia, translucidez, opacidad

Cuando las radiaciones de luz que no son absorbidas pueden atravesar la materia sin más alteración que la refracción (alteración del rayo incidente), que se produce al pasar la radiación de un medio a otro de diferente densidad, el material se presenta *transparente*.

Si al atravesarlo encuentra variaciones en la estructura que producen refracciones adicionales, la luz se modificará en el recorrido y el material se presentará *translúcido* o aun opaco, con dependencia del número y del ordenamiento de los cristales. Estas situaciones pueden darse cuando la luz atraviesa una estructura multicristalina (como el esmalte dentario).

Es decir, entonces, que un cuerpo puede verse opaco por dos razones: en el primer caso, por ser capaz de absorber la energía luminosa y, en el segundo, por presentarle en el recorrido a través de su estructura suficientes variaciones para que la refracción sea completa y el haz nunca llegue a atravesar el cuerpo completamente.

Color

Por otro lado, cuando la materia absorbe sólo alguna parte de las radiaciones que constituyen la luz y otra parte la transmite o refleja, el cuerpo que ella constituye adquiere ante la vista un determinado *color*. El color de un objeto está dado por la longitud de onda de luz que no es capaz de absorber. Por ejemplo, si no absorbe las radiaciones de alrededor de 470 nm, y sí las restantes, se presentará de color azul.

En realidad es importante tener presente que el concepto de color incluye tres dimensiones que lo determinan. Así, el color es el conjunto de un *matiz*, una determinada *intensidad* y un determinado *valor*.

El **matiz**, que también suele ser conocido como *tinte*, es la dimensión que está determinada por la longitud de onda no absorbida. Así, por ejemplo, si a 100 mL de agua ubicada en un recipiente transparente se agrega un gramo de una sustancia soluble en ella y que no absorba sólo la radiación correspondiente al amarillo, se generará una solución de matiz amarillo.

Si a la misma cantidad de agua se agregan dos gramos de esa misma sustancia, la solución resultante seguirá teniendo matiz amarillo pero habrá aumentado su **intensidad**. Por último, si el recipiente que contiene la solución se ubica sobre un fondo blanco, el color observado diferirá del que se observa cuando está sobre un fondo negro. En el primer caso, el color tendrá un **valor** (luminosidad) mayor que en el segundo ya que se le agregarán las radiaciones que se reflejan del fondo blanco y que absorben el negro.

Debe tenerse presente también que estas últimas consideraciones están referidas a una situación en la que la radiación incidente es luz con la totalidad de sus longitudes de onda, luz "blanca" o de 5.000 K (grados Kelvin). Si parte de la radiación es filtrada, el "color" del objeto observado cambia concomitantemente. En trabajos en los que el color sea un factor para tener en cuenta, como es el caso en muchas situaciones del trabajo odontológico, se deben considerar todos estos aspectos.

En algunos casos particulares, esta diferencia se hace notoria aun ante pequeños y de otra manera imperceptibles cambios en la luz incidente. Así, objetos, y piezas dentarias, que bajo luz incandescente se ven de un color, bajo "luz de día" o de otra fuente se ven de otro. Esta característica se denomina *metamerismo*.

Otras propiedades ópticas

También existe materia en la que, por su constitución, las radiaciones son absorbidas y luego transmitidas o reflejadas con una longitud de onda mayor que la incidente. Este fenómeno se llama *luminiscencia* y hace que un cuerpo con esa posibilidad pueda ser visto por el ojo humano aunque incida sobre él una radiación no visible. Cuando esta devolución ocurre en forma casi inmediata, el fenómeno se denomina fluorescencia. Un ejemplo lo constituyen los dientes humanos, que se hacen visibles ante la "luz negra" –radia-

ción con menor longitud de onda que el espectro visible– que se utiliza en algunos espectáculos.

En cambio, cuando la devolución de la radiación se mantiene después de que ha cesado la incidencia de radiación, se denomina fosforescencia. Es lo que caracteriza a los objetos que se hacen visibles durante un tiempo luego de cesado el estímulo, como los números y agujas de algunos relojes.

Propiedades eléctricas

La posibilidad de absorber o de dejar pasar energía eléctrica está relacionada con la estructura electrónica de la materia. Sólo en los materiales metálicos existen electrones relativamente libres (nube electrónica). Su comportamiento es, entonces, totalmente diferente del de los materiales orgánicos y cerámicos; éstos se pueden utilizar como aislantes eléctricos, lo que no sucede con los metálicos. Dentro de cada uno de ellos pueden existir variantes y posibilidades, y algunas de ellas se estudiarán en los próximos capítulos.

Propiedades térmicas

Al analizar el aspecto general del comportamiento de un material ante la energía térmica no se debe tener en cuenta sólo si conduce esa energía, es decir, su conductividad térmica (cantidad de calor que pasa por segundo a través de un cuerpo de 1 cm de espesor, con una sección de 1 cm, cuando la diferencia de temperatura es de 1º C). También debe considerarse cuánta energía absorbe, es decir, su *calor específico,* la cantidad de calor que se necesita para elevar en un grado centígrado la temperatura de 1 g de dicha sustancia.

La difusividad térmica permite tener en cuenta ambas propiedades y da una idea de la capacidad aislante de un material. Por ejemplo, los materiales cerámicos y los orgánicos no conducen la energía térmica con facilidad, pero los segundos la absorben más (las moléculas, debido a su tamaño, requieren más energía para adquirir movilidad). La difusividad térmica de un material orgánico es entonces menor que la de un cerámico y, por ende, la acción aislante obtenida con el primero es superior a la lograda con el segundo. También la densidad del material condiciona el valor de difusividad térmica y así puede establecerse una ecuación como la siguiente para definir esta propiedad:

difusividad térmica = conductividad térmica / (calor específico × densidad)

La capacidad aislante de un material cobra importancia en el campo de los materiales dentales. Por ejemplo, una restauración metálica puede ocasionar considerables molestias ante los cambios de temperatura producidos por alimentos y bebidas (un rango de entre unos pocos grados Celsius y alrededor de 45) si no se ha tenido en cuenta la incorporación de un material con capacidad aislante durante su realización.

Otro aspecto de interés en lo relacionado con la energía térmica absorbida por un material se refiere a los cambios dimensionales que ello determina.

Si un cuerpo, por ejemplo una varilla, cambia su temperatura, es decir que se lo calienta o se lo enfría, experimenta un cambio en sus dimensiones. En la varilla del ejemplo se producirá un aumento de longitud si se la calienta (y, por supuesto, también en las otras dimensiones).

La cantidad de variación dimensional depende de cuánta sea la variación de temperatura, de las medidas del cuerpo de que se trate y del denominado *coeficiente de variación dimensional térmica* del material, que estará determinado por su composición y estructura y, por lo tanto, es específico para cada material.

Ese coeficiente representa la variación de longitud que experimenta una unidad de longitud (o volumen) de un material por cada grado (habitualmente Celsius) de variación de temperatura. Los valores correspondientes para un material deben tenerse en cuenta al realizar trabajos en los que los cuerpos confeccionados con ellos deban ser sometidos a variaciones significativas de temperatura.

En los materiales orgánicos, en los que las uniones que determinan el estado sólido son las secundarias entre moléculas, o sea uniones relativamente débiles, es característico encontrar valores de coeficiente de variación dimensional térmica significativamente más elevados que en los cerámicos y los metálicos. Esto significa que sus dimensiones experimentarán una variación significativa frente a los cambios térmicos. A su vez, un material cerámico con uniones covalentes tiene un coeficiente de variación dimensional térmica menor que uno con uniones iónicas.

El coeficiente de variación dimensional térmica es una propiedad que debe ser tenida en cuenta cuando un material va a ser sometido a cambios de temperatura, ya sea el medio bucal o durante su procesamiento.

En el capítulo 1 ya se ha mencionado que es más fácil ablandar o fundir los materiales en los que el estado sólido está dado por uniones débiles o secundarias. La temperatura de fusión es entonces un ejemplo de este grupo de propiedades físicas, puesto que en algún punto el calentamiento lleva a la ruptura de las uniones y al cambio de estado sólido al líquido. Este pasaje requerirá más energía cuanto mayor sea la energía de las uniones entre átomos y moléculas.

Propiedades magnéticas

Las propiedades de una determinada materia o material que actúa como imán atrayendo o rechazando a otro de acuerdo con los polos que se enfrenten están determinadas también por la naturaleza de los átomos (específicamente algunos de sus electrones) presentes en la estructura.

En odontología se utilizan metales con estas características en algunos trabajos de rehabilitación. Por ejemplo, se colocan imanes sujetos de determinada manera al hueso y elementos metálicos en la parte interna de algunas prótesis de modo tal que, durante su uso, se mantenga en posición por atracción magnética.

Propiedades mecánicas

Así como la temperatura puede actuar sobre los átomos y las moléculas de materiales en estado sólido, modificando la distancia entre ellos sobre la base de la energía térmica y llegando a separarlas cuando se alcanza la temperatura de fusión, también otras formas de energía pueden modificar esa distancia o romper la unión.

Las fuerzas (energía mecánica) que actúan sobre un material pueden producir este efecto y, como se mencionó antes, el estudio del comportamiento de los materiales ante la acción de fuerzas se conoce como estudio de sus *propiedades mecánicas.* Éste no se ocupa del análisis de las causas por las cuales, ante la acción de una fuerza, un cuerpo se pone en movimiento (cinemática y/o dinámica), sino del comportamiento de la estructura interna de la materia ante la acción de fuerzas externas. Para que esa modificación interna se produzca deben actuar dos fuerzas opuestas y su acción debe producir una modificación en la posición y en la distancia entre los átomos y las moléculas que exteriormente se traduce en un cambio de forma del cuerpo. Se denomina *deformación mecánica* o simplemente *deformación.*

Ahora bien, en el estado sólido, esos átomos o moléculas tienden a mantener constante la ubicación relativa y la distancia entre ellos, ya que existen fuerzas de cohesión (uniones) que así lo condicionan. Por lo tanto, al producirse la deformación se generan entre ellos fuerzas que se oponen a la acción de la carga. Es como si existieran resortes uniéndolos que se ponen en tensión con el cambio de posición. Se dice, entonces, que como resultado de la deformación en el material se induce una *tensión* que se opone a las fuerzas externas. Ella no es nada más que la resultante de las fuerzas internas generadas o inducidas entre los átomos o moléculas que tienden a mantener la posición original.

Si las fuerzas externas son suficientemente grandes, puede superarse la tensión máxima posible de inducir, es decir, pueden ser superadas mediante energía mecánica las fuerzas dadas por las uniones químicas. Esto lleva a la ruptura del cuerpo, que no es nada más que la separación en una determinada zona de los átomos o moléculas que lo componen. La tensión máxima que puede soportar un material se llama *resistencia.*

Aunque parezca repetitivo, no puede dejar de mencionar que el valor de resistencia está relacionado con las uniones químicas y cuanto más firmes sean éstas, mayor será la resistencia de un material.

Tipos de tensiones y resistencias

Las fuerzas pueden actuar sobre un cuerpo (y, por lo tanto, sobre el material que lo compone) en distinta dirección y eso permite clasificar las tensiones, las deformaciones y las resistencias. Los tres tipos principales se esquematizan en la figura 2-1.

Cuando la situación es de dos fuerzas de igual dirección (actuando sobre una misma recta) y en sentido contrario buscando acercar sus puntos de aplicación y, por ello, generando una tendencia a disminuir la longitud del

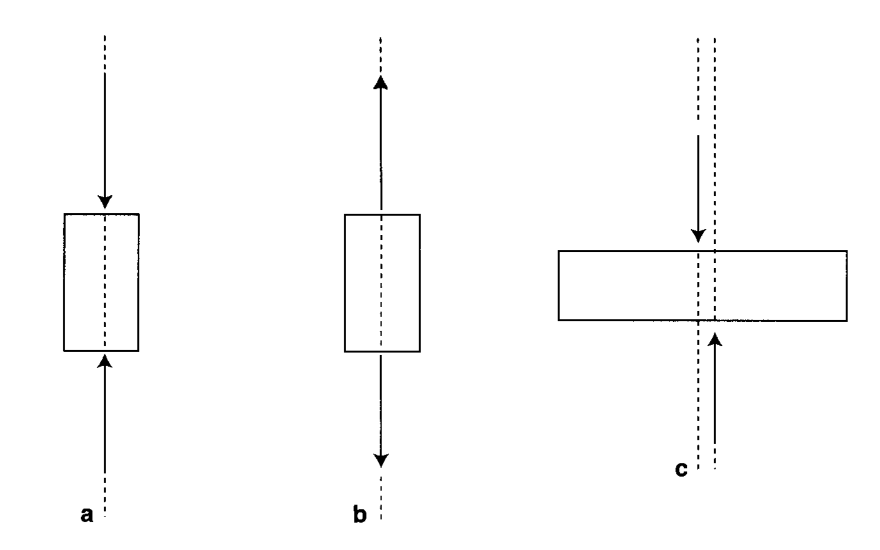


Fig. 2-1. Pares de fuerzas que inducen tensiones compresivas ***(a)***, traccionales ***(b)*** y tangenciales o de corte ***(c)***.

cuerpo (aplastarlo, comprimirlo), se inducen tensiones que se denominan *compresivas.* Simultáneamente se produce una deformación en compresión y, si se estudia la tensión máxima que se puede llegar a inducir, se hablará de *resistencia compresiva* o a la compresión.

Si, en cambio, las dos fuerzas de igual dirección y sentido contrario tienden a aumentar la longitud del cuerpo (estirarlo, traccionarlo), se inducen tensiones y se producen deformaciones *traccionales.* La resistencia estudiada en esas condiciones se denomina *resistencia traccional* o *a la tracción.*

Por supuesto que los mismos tipos de tensiones se inducen en un cuerpo apoyado sobre una superficie o colgado de ella que es aplastado o estirado por un peso. Si bien aparentemente la fuerza actuante es una, no debe olvidarse la presencia de la reacción de la superficie que lo sostiene, por lo que la situación es la misma que la descrita al definir tensiones compresivas y traccionales, respectivamente.

El tercer tipo de tensiones es inducido por fuerzas de sentido contrario, pero no actuando en la misma dirección sino en direcciones próximas y paralelas. Lo que esta carga tiende a producir es un desplazamiento de un sector del cuerpo con respecto al otro, es decir, un corte. Precisamente ésta es la forma de actuar de una tijera: sus dos hojas actúan en sentido contrario (una sube cuando la otra baja) y las rectas de acción (dirección) no son las mismas (una hoja se desplaza próxima a la otra) pero son paralelas, produciendo el corte buscado. Las tensiones y deformaciones que acompañan el proceso se denominan de *corte* o *tangenciales* y la resistencia en esas condiciones es la *resistencia al corte* o *tangencial.*

La clasificación hecha de las tensiones se basó en la forma de actuar de las fuerzas externas, pero debe tenerse presente que, en realidad, ellas no producen un solo tipo de tensión. Cuando un cuerpo es estirado (tracción),

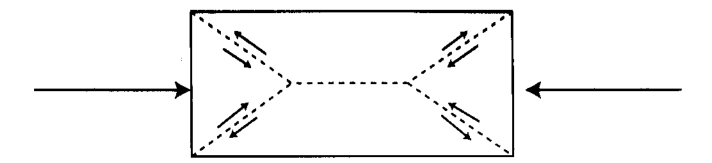


Fig. 2-2. Esquema de la fractura y tensiones generadas en un cilindro bajo cargas compresivas.

éste no sólo se alarga sino que simultáneamente se hace más delgado (si se estira una banda elástica puede visualizarse esto fácilmente) o sea que es como si se hubiera comprimido en otra dirección. Se habrán inducido entonces no sólo tensiones traccionales sino también compresivas. A su vez, al desplazarse ambas secciones del material en diferentes sentidos, se generan también tensiones tangenciales.

De la misma manera, cargas compresivas inducen tensiones traccionales y también de corte, como se esquematiza en la figura 2-2, en la que se muestra cómo se fractura un cilindro en compresión.

También cuando se estudia un material bajo cargas flexurales (que producen una deflexión), como puede verse en la figura 2-3, se producen, según la zona del cuerpo, tensiones compresivas, traccionales y de corte. La ruptura, cuyo estudio en estas condiciones constituye la determinación de la resistencia flexural, es también el estudio de tensiones complejas, es decir, la combinación de todos los tipos de tensiones fundamentales. Lo mismo sucede ante otros tipos de cargas, es decir, independientemente de la dirección y del sentido de la carga, las tensiones inducidas en todos los casos son complejas.

Medición de tensión y resistencia

En el estudio de los materiales es interesante conocer las tensiones y deformaciones que en ellos producen las fuerzas externas, así como la tensión máxima que pueden soportar (resistencia). Medir la resistencia de un material representa medir cuál es la carga externa necesaria para romper un cuerpo construido con ese material o cuál es la tensión máxima que generan sus uniones antes de romperse. Para ello se confecciona un cuerpo denominado probeta (muestra de un material confeccionada para probar alguna de sus propiedades) y se lo somete a fuerzas progresivamente en aumento hasta su ruptura.

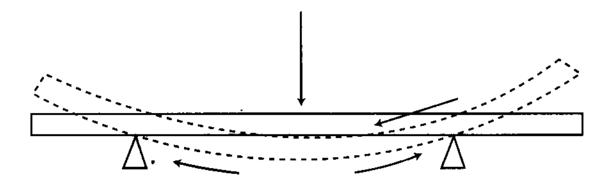


Fig. 2-3. Carga que produce deflexión. Se indica la presencia de tensiones compresivas en la parte superior y traccionales en la inferior.

Como esa fuerza puede medirse (en unidades como el newton), es posible saber cuánto soportó la probeta. Pero esa cantidad de fuerza esta relacionada no sólo con el tipo de material utilizado, sino también con el tamaño de la probeta (cuanto más grande sea, más fuerza soportará). Para poder obtener un valor que permita comparar resultados obtenidos con cualquier tamaño de probeta, se expresa la tensión y, por lo tanto, la resistencia en función de la superficie (medida, por ejemplo, en metros cuadrados) sobre la cual actúa. O sea que

resistencia o tensión = fuerza / superficie

Las correspondientes unidades y símbolos utilizados son:

pascal (Pa) = newton (N) / metro cuadrado (m^2)

Como en realidad esta unidad resulta pequeña para las tensiones y resistencias que se encuentran en el estudio de materiales, por lo común se utiliza un múltiplo de ella, el megapascal (MPa), que es un millón de veces mayor, o sea que equivale a un millón de newton (1 MN) por metro cuadrado.

Analicemos un ejemplo práctico para aclarar el concepto. Si se quiere determinar la resistencia compresiva de un material se puede confeccionar, por ejemplo, una probeta cilíndrica de 12 mm de largo y 6 mm de diámetro (generalmente, y para una mejor distribución de tensiones, la probeta se hace cilíndrica con longitud igual al doble del diámetro). Luego, por medio de una máquina apropiada, se le aplican fuerzas compresivas progresivamente en aumento hasta su ruptura que, supongamos para el ejemplo, se produce ante una fuerza de 1.230 newton (la máquina permite la medición de esa fuerza) pero aplicada sobre toda la sección de la probeta cilíndrica. Teniendo en cuenta su diámetro, la superficie sobre la que actuó la fuerza, será:

$$\text{superficie} = \pi \, . \, r^2 = 3{,}14 \, . \, (3 \text{ mm})^2 = 28{,}3 \text{ mm}^2$$

La tensión máxima soportada o resistencia es entonces:

$$\text{resistencia compresiva (T)} = 1.230 \text{ N} / 28{,}3 \text{ mm}^2 = 43{,}5 \text{ N/mm}^2$$

o, lo que es lo mismo, 43,5 MPa, ya que un metro cuadrado equivale a un millón de milímetros cuadrados.

Medición de la deformación

Mediante dispositivos especiales también puede medirse en la máquina para ensayos de resistencia la modificación de longitud que produce cada fuerza (y, por lo tanto, cada tensión) en la probeta. Es decir, se puede calcular la deformación producida. En este caso, también para obtener valores

comparables independientemente del tamaño de la probeta, se relaciona la deformación total producida por la longitud inicial. Por ejemplo, si una tensión determinada produjo una modificación de longitud de 0,04 cm en una probeta de 2 cm de longitud, la deformación será:

deformación = 0,04 cm / 2 cm = 0,02

Nótese que no hay unidad en este caso, ya que el valor indica cantidad de deformación por unidad de longitud. Por ejemplo, 0,02 indica 0,02 cm de deformación por cada cm original o 0,02 mm por cada mm original, etc. Con fines descriptivos a veces se indica la deformación porcentual. En ese caso, una deformación 0,02 equivale a 2% de deformación.

Relación entre tensión y deformación

En el tipo de ensayo mecánico descrito es posible realizar, como se indicó, una serie de mediciones de fuerza y modificaciones de longitud progresivamente en aumento. A partir de ellas se pueden calcular los respectivos valores de tensiones (fuerza/superficie) y de deformación (variación de longitud/longitud inicial).

En el cuadro 2-1 hay una serie de valores como los que se pueden obtener en un ensayo bajo compresión o tracción. Transportando esos valores a un sistema de coordenadas cartesianas ortogonales (los de tensión en las ordenadas y los de deformación en la abscisa), se genera una serie de puntos (cada uno obtenido con una tensión inducida y la correspondiente deformación producida) que uniéndolos forman una línea. En la figura 2-4 se encuentra la correspondiente a los valores del cuadro 2-1. Ella es la representación gráfica del comportamiento del material ante ese tipo de esfuerzo y se la denomina *gráfico tensión/deformación.*

De su observación se hace evidente que comprende dos zonas o partes netamente diferenciadas. La primera es recta y la segunda, una línea de poca curvatura. La recta (corresponde a la representación gráfica de una ecuación de primer grado) indica proporcionalidad entre ambas magnitudes: tensión y deformación. Señala que a cada aumento de tensión corresponde un aumento proporcional en la deformación. Si se duplica la tensión, lo mismo sucede con la deformación, como puede verse en los datos del cuadro 2-1.

Esta proporción se mantiene hasta que la tensión llega al valor indicado por P en el gráfico (500 MPa o poco más). Cuando esa tensión es superada, la pro-

***Cuadro 2-1.** Relación entre tensión y deformación*

Tensión (MPa)	Deformación
100	0,005
200	0,010
300	0,015
400	0,020
500	0,025

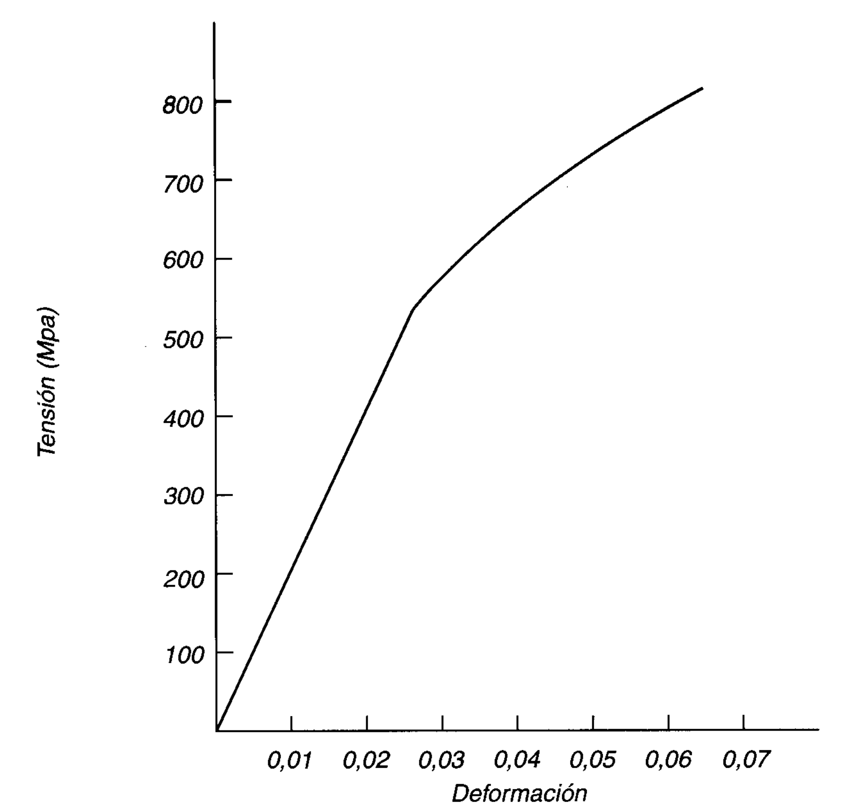


Fig. 2-4. Gráfico tensión/deformación.

porcionalidad se pierde: la deformación aumenta a un ritmo más veloz, hasta que se produce la ruptura ante la tensión de 800 MPa, que representa el valor de resistencia del material ante ese tipo de fuerzas. Esto queda indicado por la terminación de la curva. Todo lo anterior puede resumirse diciendo que "las deformaciones producidas son proporcionales a las tensiones inducidas hasta una tensión máxima, que se denomina límite proporcional". Esto constituye el enunciado de la llamada *ley de Hooke* y de ello se deduce que *límite proporcional* es la tensión máxima que se puede inducir a un material sin que se pierda la proporcionalidad entre tensión y deformación.

La proporcionalidad mencionada en el enunciado de esa ley y observada en la curva tensión/deformación también puede verificarse aritméticamente. En efecto, si se establece la relación (cociente) entre cualquier tensión que no supere el límite proporcional y la correspondiente deformación, se encontrará un valor constante. En el ejemplo del cuadro 2-1:

100 MPa / 0,005 = 200 MPa / 0,010 = 500 MPa / 0,025 = ... = 20.000 MPa

Esa constante se conoce como *módulo de elasticidad, módulo elástico* o *módulo de Young* que, repitiendo, es la relación numérica entre tensión y deformación cuando se cumple la ley de Hooke. En fórmula:

$$E = T / D$$

donde E es el módulo de elasticidad, T es la tensión igual o inferior al límite proporcional y D es la deformación producida por T.

Deformación elástica y deformación permanente

Establecer la curva tensión/deformación de un material tiene interés no sólo académico o teórico. La división en dos partes –recta y curva o zonas con proporcionalidad o sin ella– indica un comportamiento netamente distinto.

Si se induce una tensión dentro de la primera zona (inferior o igual al límite proporcional), el material experimenta una deformación. Si esa tensión se retira (se deja de aplicar la fuerza), puede observarse que la deformación también desaparece, es decir que el material se ha comportado *elásticamente.*

Si la tensión inducida, en cambio, supera el valor del límite proporcional, puede observarse al retirarla que, si bien el material se recupera elásticamente, no lo hace en forma total y queda con una deformación permanente. Se ha deformado *plásticamente.*

En la figura 2-5 puede verse ese comportamiento y cómo la recuperación (línea cortada paralela a la parte recta) se hace a expensas de una deformación residual o permanente (d).

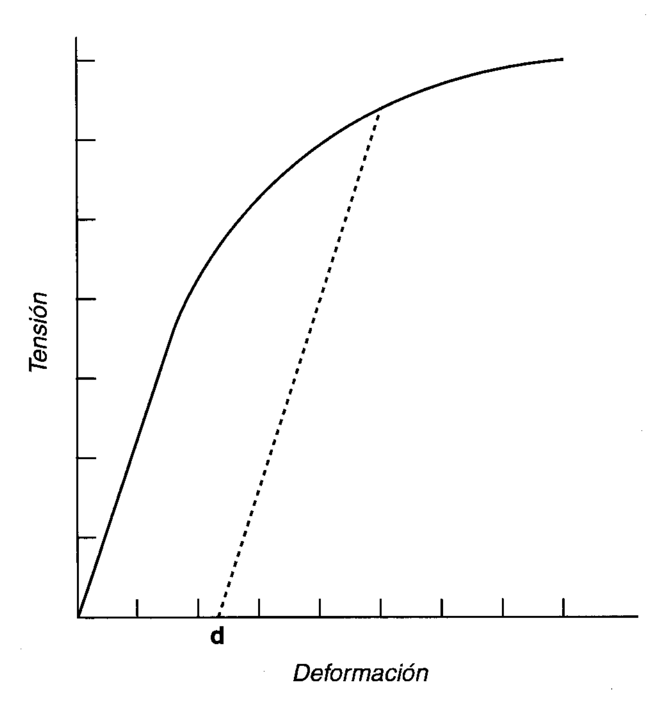


Fig. 2-5. Recuperación después de liberada una tensión con producción de deformación permanente (línea cortada).

A la luz de estas observaciones, el gráfico tensión/deformación y el valor del límite proporcional adquieren otra importancia. Si se desea que una estructura permanezca dimensionalmente estable después de inducirle tensiones mecánicas, será necesario diseñarla de forma tal que ellas no sean superiores al límite proporcional.

En realidad, es posible superar muy ligeramente el límite proporcional y obtener todavía comportamiento elástico. La tensión máxima que se puede inducir sin producir deformación permanente es ligeramente superior al límite proporcional y se la denomina *límite elástico.* Sin embargo, como los dos valores son muy próximos e imposibles en la mayoría de los casos de determinar de modo independiente, pueden, en la práctica, considerarse sinónimos o equivalentes.

Incluso, es muy difícil obtener experimentalmente gráficos en los que el cambio de recta a línea de poca curvatura sea neto y permita establecer con precisión el valor del límite proporcional o del elástico. Por ello se recurre al mecanismo inverso, determinando qué tensión es necesario inducir para producir una pequeña deformación permanente (p. ej., 0,1% o sea deformación 0,001; 0,2% o sea deformación 0,002).

Para hacerlo, a partir del valor que indica esa deformación prefijada en la abscisa d_o (fig. 2-6) se traza una línea paralela a la parte recta del gráfico. El punto donde intercepta la curva permite conocer (leyendo en la ordenada) la tensión que es necesario inducir para producir esa deformación. Se denomina *resistencia a la fluencia* para esa deformación preestablecida. Para el

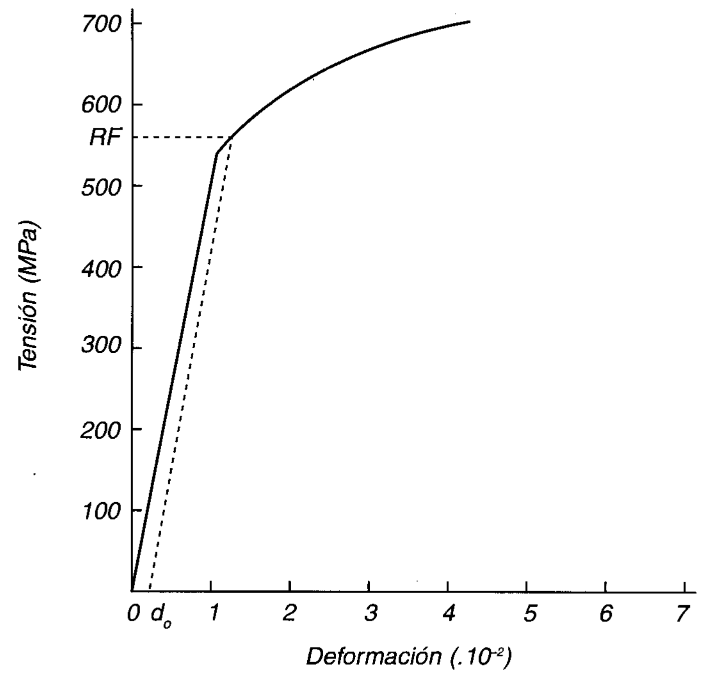


Fig. 2-6. Resistencia a la fluencia con 0,2% de deformación permanente preestablecida.

material de la figura 2-6 se dirá que el valor de la resistencia a la fluencia para una deformación permanente de 0,2% es de 545 MPa. Este valor no es nada más que una indicación aproximada del correspondiente al límite proporcional, o sea, la tensión de la cual deberá estar alejada la estructura si no se quieren deformaciones permanentes.

Rigidez, flexibilidad

El análisis del gráfico tensión/deformación permite hacer deducciones sobre las propiedades de un material y realizar comparaciones entre varios de ellos. En la figura 2-7 pueden observarse los gráficos tensión/deformación bajo la tracción de dos materiales, A y B. Puede verse que el valor máximo de ordenadas que alcanzan ambos es igual. Es decir que ambos materiales son capaces de soportar las mismas tensiones sin romperse, tienen igual resistencia, en este caso traccional (800 MPa).

El valor del límite proporcional también es igual en ambos (600 MPa), o sea que en los dos puede inducirse la misma tensión sin producir deformación permanente. Sin embargo, en el material B esa tensión límite proporcional produce una deformación 0,03 (3%) mientras que en A produce una deformación 0,01 (1%). El material B se deforma elásticamente con más facilidad que A, o sea que es más *flexible* que A, que resulta entonces más *rígido*.

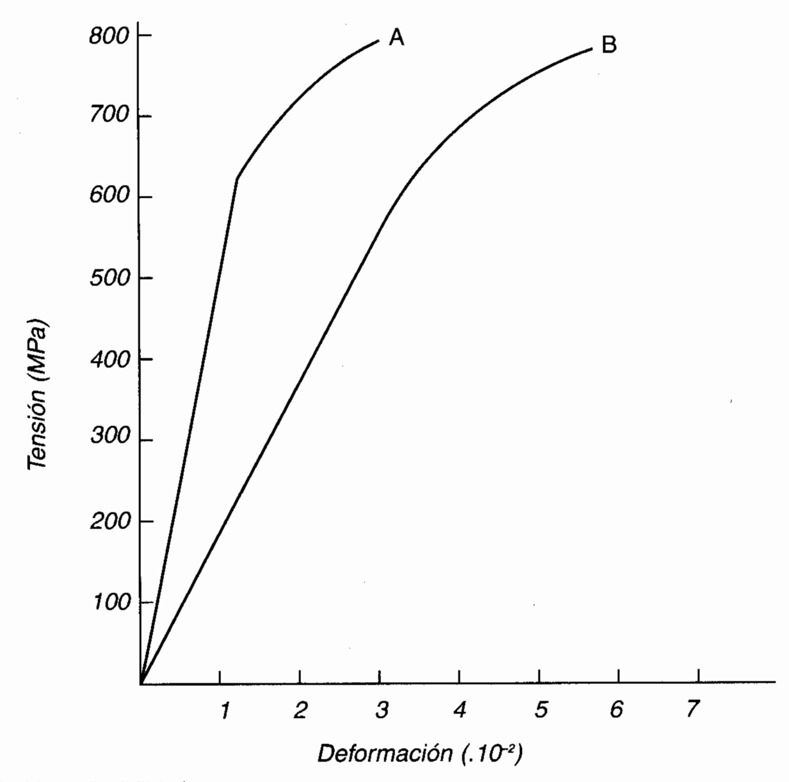


Fig. 2-7. Rigidez y flexibilidad.

Esa mayor rigidez del material A también puede cuantificarse calculando en ambos los respectivos valores para el módulo de elasticidad (tensión/deformación). Como la deformación es el denominador en el cálculo, el módulo constituye una medida de la dificultad con que se deforma el material en estudio, es decir, una medida de su rigidez. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad, más tensión es necesario inducir para producir una deformación elástica. De igual manera, al aplicar una misma tensión sobre dos materiales, se producirá una deformación mecánica de mayor magnitud en el más flexible, o sea en aquel en el que el módulo de elasticidad sea menor.

Nótese que ello también se evidencia por la inclinación de la parte recta de la representación tensión/deformación. En los materiales más rígidos la parte recta se acerca más a la ordenada (es más vertical).

Fragilidad, ductilidad, maleabilidad

Los gráficos para los materiales C y D se muestran en la figura 2-8. Ambos tienen iguales valores para el límite proporcional (500 MPa) y de módu-

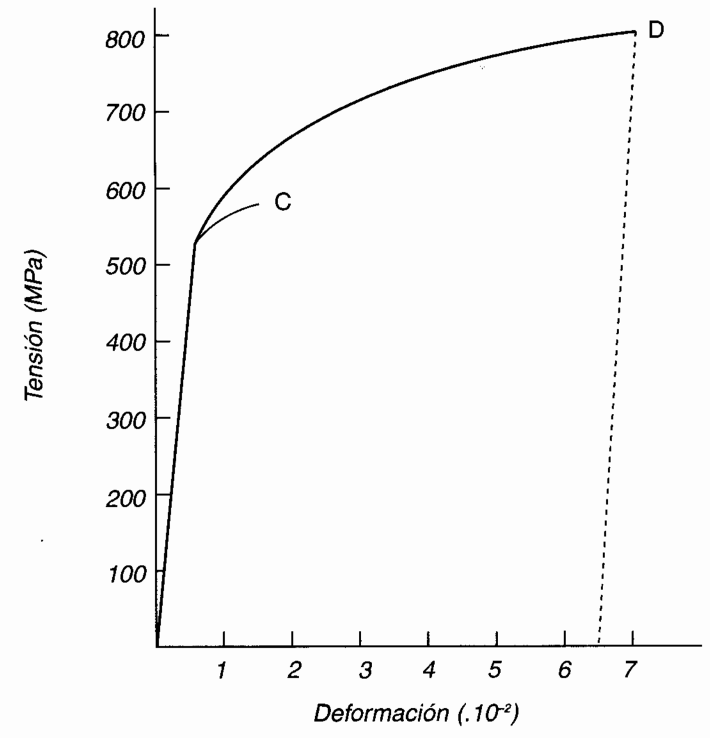


Fig. 2-8. Material dúctil o maleable (D) y material frágil (C).

lo de elasticidad (100.000 MPa). Podría también decirse que D es más resistente que C (soporta mayor tensión sin romperse), pero por sobre todo se observa una singular diferencia.

La representación gráfica en el material C termina a poco de haberse superado o casi coincidentemente con el límite proporcional. Esto sucede cuando el material no es capaz de deformarse plásticamente, no puede deformarse en forma permanente. En el caso del material D, en cambio, fue necesario producir una gran deformación permanente (más allá de la que se produce al superar apenas el límite proporcional) antes de provocar su ruptura.

Lo primero es característico de un material *frágil.* El concepto de *fragilidad* indica escasez de deformación permanente. Con un material de este tipo no puede obtenerse un cuerpo deformándolo, ya que al intentar deformarlo lo único que se logra es romperlo. Esta situación determina una característica de los materiales frágiles: los fragmentos en que se rompen coinciden –encajan uno contra el otro– y el objeto puede "armarse" nuevamente.

Los materiales como D pueden deformarse mecánicamente sin romperse. Se puede aplastarlos en compresión o estirarlos bajo tracción, es decir, reducirlos a láminas o hilos, respectivamente. En el primer caso se habla de materiales maleables y en el segundo, de materiales dúctiles.

Maleabilidad es la capacidad que tiene un material de deformarse permanentemente bajo cargas compresivas. *Ductilidad* es la capacidad que tiene un material de deformarse permanentemente bajo cargas traccionales. Esta última propiedad es frecuente evaluarla determinando el porcentaje de *alargamiento,* es decir, hasta qué porcentaje de la longitud inicial se deforma cuando se lo rompe bajo tracción. Puede verse en la figura 2-8 que el material D tiene un alargamiento de 6,5% (deformación permanente residual después de la ruptura 0,065). En general, se consideran frágiles aquellos materiales en los que el porcentaje de alargamiento es inferior al 5% y dúctiles, aquellos en los que se supera este valor.

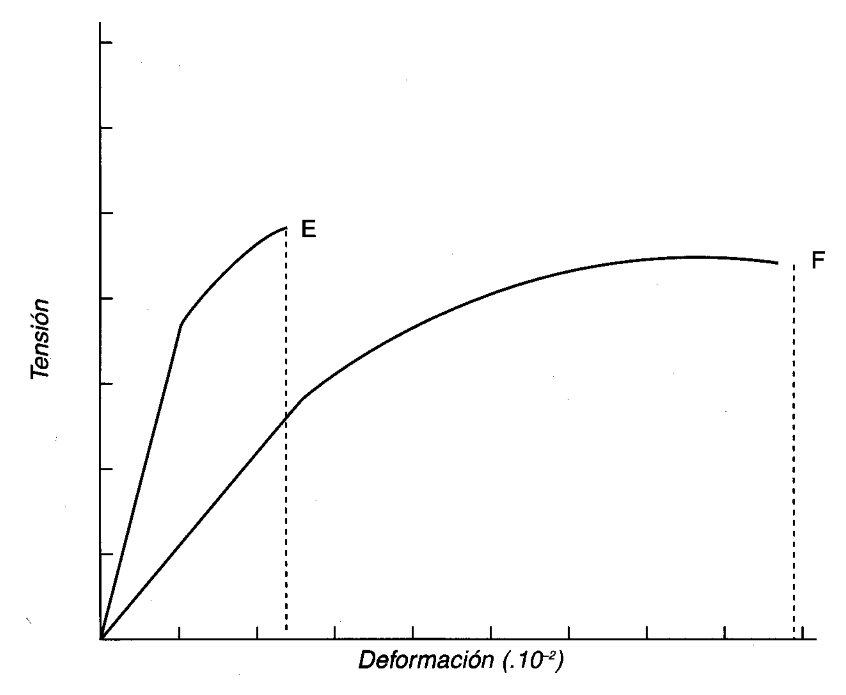


Fig. 2-9. Tenacidad.

Tenacidad, resiliencia

Romper o deformar una estructura representa gastar cierta energía o realizar cierto trabajo, desde el punto de vista físico. Efectivamente, representa aplicar una fuerza (para inducir una tensión) y desplazar su punto de aplicación, lo que se traduce en deformación (se produce un trabajo cuando una fuerza desplaza su punto de aplicación).

En la figura 2-9 pueden verse los gráficos tensión/deformación de dos materiales. E es más rígido (parte recta más cerca de la ordenada) y más frágil (ruptura cercana al límite proporcional, o sea, con escasa deformación permanente) que F.

Si bien los dos tienen casi la misma resistencia (tensión de ruptura indicada por el punto más alto del gráfico), se necesita menos trabajo o consumir menos energía para romper el material E. En F es necesario desplazar el punto de aplicación de la fuerza a medida que el material se va deformando.

El material F es más tenaz que el E. La *tenacidad,* característica de los materiales dúctiles y maleables, está representada por el área total debajo de la línea de la relación entre tensión/deformación y a su vez representa la energía que es necesaria para romper el material. Puede verse en la figura 2-9 cómo esa área es mayor en el material F que en el E.

En la figura 2-10, en cambio, pueden verse los gráficos tensión/deformación de dos materiales de similar resistencia y tenacidad (las áreas debajo de las curvas no difieren sustancialmente). Sin embargo, existe una diferencia entre ambos. Para romperlos es necesaria la misma energía, pero si la acción se limita a deformarlos elásticamente (sin superar la deformación producida por el límite elástico) se habrá entregado más energía a H que a G, ya que aquel se deformó más (es más flexible), lo que obligó a desplazar más el punto de aplicación de la fuerza. Esa misma energía queda representada por el área cubierta por la curva considerada sólo hasta el límite proporcional (zona elástica) y representa la *resiliencia,* que es la capacidad de almacenar energía cuando el material se deforma elásticamente.

Se debe tener presente que existe una diferencia fundamental entre tenacidad y resiliencia. Los dos conceptos se refieren a absorción de energía por parte del material (o sea, realización de un trabajo por parte de quien lo deforma, ya que la situación implica establecer relación entre fuerza y distancia, que es la definición física de trabajo), pero en el primer caso la energía sólo puede ser devuelta parcialmente por el material, ya que al retirar la fuerza queda deformado permanentemente (se ha superado el límite proporcional), mientras que en el segundo la energía puede ser devuelta al retirarse la fuerza, porque la deformación había sido hecha dentro del rango elástico.

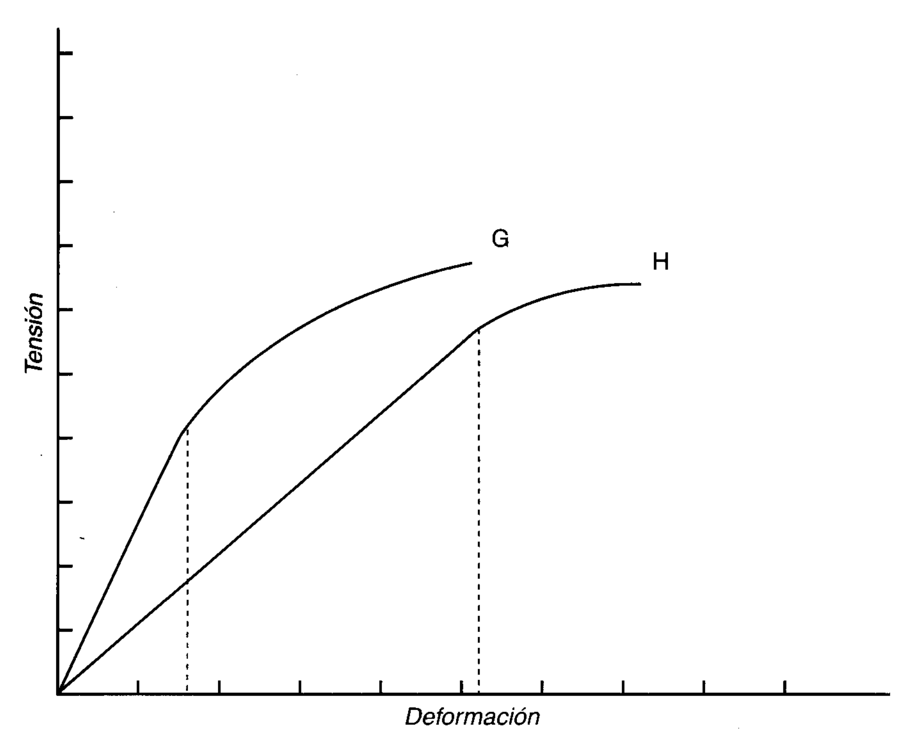


Fig. 2-10. Resiliencia.

Un material resiliente puede aprovecharse para confeccionar un resorte destinado a impulsar algún objeto, ya que puede almacenar en él energía que se libera en el momento de soltarlo. Un material de gran tenacidad pero poca resiliencia no sería útil para este fin ya que no sería capaz de "devolver" la energía entregada en la deformación.

Nótese también que la resiliencia de un material está relacionada directamente con el límite proporcional e inversamente con el módulo de elasticidad. En la figura 2-11 pueden verse los gráficos de dos materiales distintos pero de igual resiliencia (igual área debajo de la zona elástica). El material I tiene ese valor de resiliencia en función de un límite proporcional alto y J en función de un módulo de elasticidad bajo.

La tenacidad y la resiliencia de un material representan también la capacidad de absorber la energía dada por un *impacto* o golpe (fuerza aplicada súbitamente y que llega al cuerpo con velocidad). Piénsese, por ejemplo, en tres objetos, uno de goma, uno de metal y otro de vidrio que, por las razones que se analizarán en otros capítulos y que derivan de su estructura interna, tienen propiedades diferentes. Si se caen al suelo (impacto), el de goma no sufrirá ninguna alteración visible, probablemente rebotará sobre el piso hasta agotar la energía (resiliente, absorbió la energía en forma de deformación elástica); el de metal no se romperá pero podrá quedar abollado (tenaz, absorbió la energía como deformación permanente) y el de vidrio se

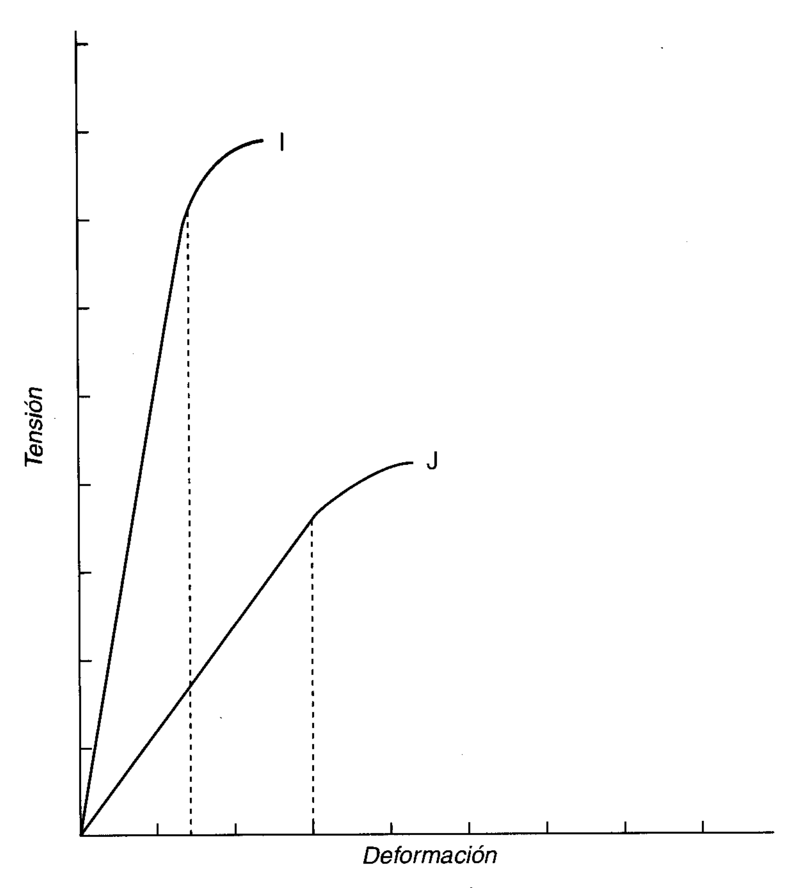


Fig. 2-11. Materiales distintos pero con igual resiliencia.

romperá (ni resiliente ni tenaz, no tuvo capacidad para absorber la energía del impacto).

Viscoelasticidad

En todas las consideraciones hechas hasta ahora se partió del supuesto no mencionado de que la estructura del material analizado era cristalina (ordenada) y perfecta. Sin embargo, muchos materiales no son cristalinos y en la práctica ninguno es un cristal perfecto. Esto hace que puedan detectarse ciertas desviaciones del comportamiento analizado.

Si se induce una tensión inferior al límite proporcional de acuerdo con lo descrito, se debería producir una deformación elástica. Es decir que las dimensiones de la estructura, una vez retirada la fuerza, deberían coincidir con las dimensiones originales independientemente del tiempo durante el cual haya actuado la tensión.

Sin embargo, en muchos materiales, y especialmente a temperaturas elevadas (más aún cuando son cercanas a la temperatura de fusión), si la ten-

sión inferior al límite proporcional se mantiene durante un tiempo prolongado (minutos, horas, días, según el material) al retirarla se comprueba una deformación residual, es decir, permanente. Evidentemente, esa deformación no coincide con un comportamiento elástico que se supone que debería tener el material, sino más bien con un comportamiento viscoso (los fluidos viscosos fluyen progresivamente cada vez más en función del tiempo de aplicación de la fuerza y no sólo en función del aumento de ésta).

Por analogía, cuando en un material se verifica este comportamiento, se dice que es *viscoelástico* (parcialmente viscoso y parcialmente elástico). En este tipo de materiales las propiedades y la forma del gráfico tensión/deformación son notoriamente influidas por la forma en que se aplican las fuerzas. Si se los carga lentamente se da lugar a que actúe el componente viscoso y se verifica mayor deformación y menor resistencia que si el régimen de incremento de la carga es mayor.

Una manera de evaluar este tipo de comportamiento es someter una probeta del material en estudio a una tensión inferior al límite proporcional y mantenerla durante cierto tiempo (en forma estática) o aplicarla repetidas veces (forma dinámica). Al cabo de éste se mide la deformación que ha experimentado. A esa deformación permanente producida por una tensión inferior al límite proporcional mantenida por un tiempo se la denomina *creep* (en algunas traducciones, "corrimiento") y se expresa en porcentaje de cambio con respecto a la longitud inicial.

Muchos materiales amorfos experimentan este tipo de deformación permanente ante fuerzas pequeñas y aun a temperatura ambiente o ligeramente elevada. A la deformación permanente producida por esa tensión se la denomina escurrimiento o *flow*. En realidad no se trata nada más que del *creep* pero es más evidente debido a las características de la estructura del material.

Dureza superficial y resistencia a la abrasión

Las propiedades analizadas hasta ahora se refieren a la totalidad de la masa del material involucrado. En ciertas ocasiones interesa fundamentalmente analizar el comportamiento de la superficie del material; por ejemplo, la mayor o menor dificultad con que puede ser dañada o desgastada.

Una manera de evaluar ese comportamiento es determinar la dureza, que puede definirse como la resistencia que ofrece el material a que se le haga una "indentación" (depresión o marca) permanente. De la definición surge el método para medirla: se trata de penetrar o rayar una probeta del material en estudio por medio de un penetrador o "indentador" definido aplicando sobre éste una carga establecida. Relacionando la carga aplicada con la magnitud de la penetración o raya puede establecerse el valor de la dureza. Cuanto mayor sea el valor de ese número (a veces expresado en kilogramo sobre milímetro cuadrado), mayor será la resistencia de ese material a la penetración. Hay diversos métodos para medir dureza. Todos se basan en el mismo principio ya descrito. La diferencia entre ellos radica en el tipo de penetrador utilizado.

En el sistema Brinell se emplea como penetrador una pequeña esfera de acero. Ésta se apoya sobre el material en estudio y se le aplica una carga normalizada. Para obtener el número de dureza Brinell se relaciona la carga aplicada con la superficie de la huella, que tiene una proyección circular y cuyo diámetro se mide con un microscopio. El cálculo se hace aplicando fórmulas apropiadas o simplemente consultando tablas ya confeccionadas.

El sistema Brinell tiene dos inconvenientes: el primero es que no sirve para aplicarlo sobre materiales frágiles, ya que para producir la huella hay que superar bastante el límite proporcional, lo que no es posible en ese tipo de materiales. El segundo es que no tiene en cuenta la recuperación que se produce en el material al retirar la esfera, es decir que no se mide la magnitud real de la penetración sino la penetración menos la recuperación que se produce cuando la superficie tiende a volver a su forma original.

El sistema Rockwell (en realidad una serie de sistemas en los que puede variar el tipo de "indentador" y la carga utilizada) es similar al Brinell pero con él, en lugar de medirse la superficie de la huella, se mide la profundidad de la penetración. Ofrece menos garantías de exactitud, pero el ensayo es más fácil y rápido de llevar a cabo.

Los métodos más exactos se basan en el empleo de "indentadores" de diamante tallado en formas especiales.

El método Vickers o de la Pirámide de Diamante emplea un diamante que deja, al aplicarle una carga variable, una huella en forma cuadrangular muy pequeña, lo que permite realizar mediciones aun en áreas muy reducidas.

En el sistema Knoop o de microdureza el "indentador" es un diamante tallado también en forma piramidal, pero con las aristas longitudinales formando un ángulo de 172,5 grados y las transversales, de 130 grados. De esta manera la impronta dejada sobre el material en estudio tiene una forma romboidal con una diagonal mayor y una diagonal menor. Para el cálculo sólo se mide la diagonal mayor debido a que en su nivel la recuperación elástica que se produce no tiene tanta importancia (una pequeña recuperación en una longitud grande no altera el resultado apreciablemente).

Con estos dos últimos métodos, igual que con el Brinell, el número de dureza (VHN y KHN, respectivamente) se calcula relacionando la carga, que puede variar según el material ensayado entre algunos gramos y uno o dos kilogramos, con la superficie de la huella.

Con materiales con no tanta capacidad de resistir la penetración, por ejemplo algunos materiales orgánicos, puede emplearse otro tipo de "indentador" y determinarse la dureza denominada Barcoll.

Otro modo de evaluar la dureza consiste en un rayado hecho en la superficie con un "indentador" estandarizado. El ancho de la huella permite tener una medida de la resistencia superficial del material.

La selección del método de ensayo depende de diversos factores que interesan más al que estudia o fabrica materiales que al que los utiliza. Éste sólo debe tener presente que los valores obtenidos con los distintos métodos no son equivalentes. Por lo tanto, no deben sacarse conclusiones sobre las características de las superficies de materiales distintos sobre la ba-

se de valores de dureza si no se especifica cómo se llegó a esos valores en cada caso.

En muchas ocasiones, al usuario le interesa más la forma de reaccionar del material ante una fricción de su superficie contra otro cuerpo, de material similar o no, o ante la acción de agentes de abrasión o desgaste que el comportamiento de éste ante un "indentador". Los valores de dureza determinados con los métodos descritos no siempre guardan una relación directa con la capacidad de un material para resistir la abrasión.

En esta última característica influyen también otras propiedades como las características elásticas y la tenacidad. Todo ello hace que no se pueda estandarizar tan fácilmente en el laboratorio el estudio de la resistencia a la abrasión como lo es el de otras propiedades mecánicas.

Esta consideración sirve como corolario del análisis realizado en este capítulo respecto de las propiedades mecánicas que son de interés en los materiales. No puede limitarse la selección de un producto determinado a una sola característica por importante que sea, sino que debe analizárselo en distintos sentidos hasta encontrar la combinación que haga más apto el material para cumplir con una determinada función.

Propiedades químicas

En múltiples ocasiones, durante su manipulación y uso, los materiales dentales entran en contacto con diversos agentes químicos, tanto provenientes del mismo organismo, como los fluidos biológicos y de la dieta, como de otros materiales. Los materiales pueden interactuar de diversas maneras con el medio, disolverse, liberar componentes tóxicos, sufrir erosiones en presencia de ácidos o decolorarse por la absorción de sustancias presentes en los fluidos, así como corroerse o pigmentarse.

En general, podría decirse que los metales son susceptibles a la pigmentación y a la corrosión, los orgánicos tienden a absorber fluidos y a liberar componentes solubles de su estructura y los cerámicos experimentan erosión.

Disolución

La solubilidad de los diferentes materiales depende de la estructura, del medio y de la velocidad de la relación entre estos dos factores; por ejemplo, los materiales orgánicos de alto peso molecular pueden considerarse inertes ante las soluciones acuosas como la saliva, pero son fácilmente disueltos por el alcohol y otros solventes orgánicos.

Absorción

Algunos materiales, en especial los polímeros, tienden a absorber agua del medio y liberar componentes solubles.

La absorción puede causar alteraciones dimensionales –expansión–, facilitar el ingreso de microorganismos y pigmentos, y favorecer la liberación de compuestos solubles del interior de la estructura, con lo cual pueden verse afectadas las condiciones relativas a la compatibilidad del material con el medio biológico con el que contacta.

Una de las formas más sencillas de cuantificar la absorción acuosa sufrida por un material consiste en monitorizar la variación de masa (registrando los cambios de peso) que experimenta una probeta durante un lapso de inmersión en agua.

Pigmentación

Consiste en un depósito superficial de compuestos de diversos orígenes, sulfuros, cloruros, pigmentos provenientes de los alimentos y bebidas, así como de la placa bacteriana. La pigmentación no afecta la estructura del material y se elimina fácilmente mediante maniobras de pulido.

Corrosión

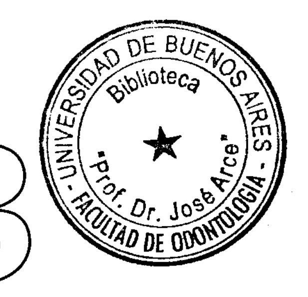
La mayoría de los metales, con excepción de los llamados metales nobles, no se encuentran en la naturaleza en estado puro, sino formando minerales como óxidos y sulfuros a los que hay que tratar con el fin de obtener luego las formas puras o metálicas.

La corrosión es un camino inverso por el que los metales expuestos al medio tienden a volver a combinarse en formas de menor energía; tanto es así que habitualmente los compuestos que resultan de la corrosión de un metal son muy similares a aquellos que se encuentran en la naturaleza.

Éste es un proceso que afecta seriamente la estructura del material, ya que su resultado es la pérdida de masa que culmina en la fractura y liberación de componentes potencialmente tóxicos que pueden causar efectos adversos cuando interactúan en un medio biológico como la cavidad bucal. Existen diversos tipos de corrosión, que serán analizados en el capítulo 4.

Ejercitaciones

- Enumere las propiedades físicas que son de interés en los materiales de uso odontológico.
- Defina los conceptos de resistencia compresiva, traccional y al corte e indique las unidades en que se miden.
- Calcule la fuerza que es necesario aplicar para estirar elásticamente 0,1 mm un alambre de 5 cm de largo construido con un material cuyo módulo de elasticidad es de 60.000 MPa.
- Dibuje esquemáticamente el aspecto que tendrían las probetas cilíndricas construidas con un material dúctil y con uno frágil luego de fracturadas bajo tracción.
- Deduzca cómo se ve afectada la capacidad de un material para absorber un impacto sin romperse si se consigue modificarlo, aumentando su módulo de elasticidad sin modificar ni su límite proporcional ni su alargamiento.



3 Sistemas, materiales y adhesión

Sistemas homogéneos y heterogéneos. Fases

En el empleo de materiales es muy común y frecuente combinar o mezclar materia en distintos estados o materias distintas. Al realizar esa mezcla se obtiene una estructura distinta de la que tenía cada uno de los componentes empleados. Esa nueva estructura puede ser *homogénea,* o sea igual y continua en todas sus porciones, o *heterogénea,* que tiene porciones con distintas características, posee diferentes porciones homogéneas. Cada una de esas porciones se denomina *fase.* Unos ejemplos pueden aclarar estos conceptos.

En un recipiente con agua hay una sola fase (agua); en un recipiente con 1% de cloruro de sodio en agua a 25° C hay también una sola fase, ya que si bien hay dos sustancias químicas (H_2O y NaCl) el conjunto es homogéneo y tiene las mismas características en todas sus porciones. Se trata de una *solución* en la que el componente que está en mayor proporción se denomina solvente (agua, en este caso) y el otro, soluto (cloruro de sodio en el ejemplo).

Si en el recipiente se pone, en cambio, agua y arena, habrá dos fases (cada una de ellas homogénea en sí misma) porque es posible distinguir las características de cada una de ellas.

Hay que tener en cuenta que el concepto de fase se refiere a un ente físico y no a la sustancia química presente. En los dos ejemplos mencionados hasta ahora había dos sustancias químicas en cada uno y sin embargo uno tenía una fase y el otro dos. Del mismo modo, en un sistema con agua y hielo hay químicamente una sola sustancia, pero, desde el punto de vista físico, dos fases (agua líquida y agua sólida).

La cantidad de fases presentes en un sistema no está sólo vinculada con la cantidad o proporción en que intervienen los componentes mezclados sino también con otros factores externos que actúan sobre él, como la tempe-

ratura y la presión ambientes. Por ejemplo, a presión ambiente y temperatura de 70° C puede disolverse en agua hasta un determinado porcentaje de cloruro de sodio. Se tendrá en esas condiciones una solución saturada con una sola fase (solución de la sal en agua).

Si la temperatura disminuye, el sistema no puede contener tanto soluto. La solución se sobresatura y, eventualmente, el exceso de sal se precipita. El sistema, que hasta ese momento contenía una fase, ahora tiene dos: una, la solución de cloruro de sodio en agua, y la otra, el cloruro de sodio que ha precipitado a partir de la solución inicial.

Esto significa que si se quiere especificar la cantidad de fases presentes en un sistema no basta con indicar la composición a que se hace referencia, sino que también es necesario especificar la temperatura y la presión a las que se encuentra sometido el sistema.

Es usual resumir en forma gráfica la información sobre la cantidad y la calidad de fases que se obtienen al mezclar materias en distinta proporción y a distintas temperaturas. Son los denominados *diagramas de fases o de equilibrio* que adquieren particular importancia en los materiales metálicos, aunque no sólo en ellos, tal como se verá en el próximo capítulo.

En los cuerpos sólidos también puede a veces distinguirse más de una fase y la presencia de algunas de ellas está condicionada por la temperatura a la que se encuentre y la composición del sistema.

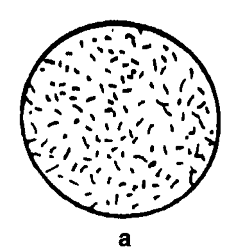
Sistemas coloidales

Un tipo particular de sistema heterogéneo es el que se conoce con el nombre de *sistema coloidal*. Como se deduce, su estructura tiene dos fases. A la que interviene en proporción mayor se la conoce como *fase dispersante* y a la otra, como *fase dispersa*. Algunos coloides en los que la fase dispersante es el agua tienen especial importancia en materiales dentales y por ello se denominan *hidrocoloides*.

La particularidad de este tipo de sistema es que, a diferencia de lo que ocurre en otros sistemas heterogéneos como el de agua y arena, las partículas que constituyen la fase dispersa no tienen tendencia a caer por gravedad hacia el fondo del recipiente que contiene el todo.

Debido a su pequeño tamaño (generalmente entre 0,1 y 0,001 de micrómetro) y a otras características, como la carga eléctrica, y la inmensa superficie total, las partículas de la fase dispersa tienden a mantenerse suspendidas en la otra fase y ello da al sistema un aspecto que parece ser el de una solución líquida. Al sistema coloidal en estas condiciones se lo describe como *sol coloidal* y su estructura se esquematiza en la figura 3-1a; pueden verse las partículas dispersas aisladas unas de otras.

En algunos sistemas coloidales es posible lograr que esas partículas se unan entre sí para formar una trama de fibrillas. En estas condiciones, que se esquematizan en la figura 3-1b, el aspecto deja de ser el de una solución semilíquida y toma el aspecto de un sólido o semisólido, es el



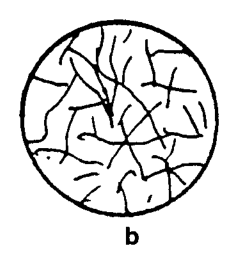


Fig. 3-1. Esquema de la estructura de un sol coloidal (**a**) y de un gel coloidal (**b**).

gel coloidal. Sus características mecánicas se aproximan tanto más a las de un verdadero sólido cuanto mayor sea la densidad del enrejado formado por las fibrillas, es decir, cuanto mayor sea la concentración de la fase dispersa.

Al proceso de transformación del sistema del estado de sol al de gel se lo denomina *gelación o gelificación*. Este proceso puede ser reversible o irreversible según haya sido el mecanismo utilizado para unir las distintas partículas entre sí para formar las fibrillas. Si ello se ha logrado incorporando, por ejemplo, un catión bivalente, que se una por electrovalencia a carboxilos de dos partículas distintas, éstas quedan unidas y sin posibilidad de ser separadas por medios sencillos, ya que ello representa romper una unión primaria. El coloide será *irreversible*.

En otros casos, las partículas contienen grupos polares o sea que son dipolos que pueden tener suficiente atracción mutua para unirse en fibrillas si la temperatura es lo suficientemente baja, pero que no pueden manifestarse si su energía es superada por la energía térmica. Un coloide así constituido puede estar en estado de sol o de gel según la temperatura a que se lo someta. Por calentamiento se lo puede llevar al estado de sol (licuarlo) y un posterior enfriamiento lo gelifica. Es un coloide *reversible*; un ejemplo común lo constituye la gelatina.

Es común que la temperatura a la que es necesario llevar un gel reversible para licuarlo sea mayor que aquella a la que posteriormente el sol al enfriarse se gelifica. La temperatura de licuación no coincide con la de gelificación, un fenómeno de *histéresis* que posibilita algunas aplicaciones de ciertos hidrocoloides.

En todos los casos, el único responsable del cambio de estado es la fase dispersa que está en forma de partículas aisladas en el sol y de partículas agrupadas en fibrillas en el gel. La fase dispersante (p. ej., agua) no experimenta ninguna transformación y se ubica entre las partículas o entre las fibrillas, en cada caso.

Esto es interesante porque la fase agua puede salir de un gel formando un exudado sobre la superficie y posteriormente evaporarse. El fenómeno de salida de líquido del gel se denomina *sinéresis*. A la inversa, un hidrocoloide en medio acuoso puede incorporar más agua a su estructura, lo que se denomina *imbibición*. Estos procesos de sinéresis e imbibición se hacen evidentes por pérdida o aumento de volumen.

Adhesión

Muchas veces se hace necesario poner en contacto partes construidas con iguales o distintos materiales o materia y lograr que ese contacto se mantenga durante el trabajo o durante el uso que se haga del conjunto.

Se denomina adhesión a cualquier mecanismo que se emplea para mantener partes en contacto. De acuerdo con esto, la adhesión puede clasificarse en dos categorías según sea el mecanismo que se utilice para lograrla: mecánica y química (o específica).

En el primer caso, las partes se mantienen en contacto sobre la base de la penetración de una de ellas en las irregularidades (macroscópicas o microscópicas, naturales o inducidas) que presenta la superficie de la otra. Así quedan ambas trabadas, impidiendo ello su desplazamiento o separación. La forma de actuar de la cola que se emplea en carpintería es un ejemplo de este mecanismo. Cuando está líquida (por calentamiento) se introduce en las irregularidades de ambas partes de madera que se quieren unir y luego al enfriarse y endurecerse las mantiene en esa posición.

La otra categoría de adhesión, la química, es aquella que se produce cuando las partes se mantienen en contacto sobre la base de la fuerza lograda por la formación de uniones químicas entre ambas superficies involucradas, ya sean aquéllas primarias (iónicas, covalentes, etc.) o secundarias. Desde un punto de vista ideal, lo que se busca es tener en la zona de unión el mismo mecanismo responsable de la cohesión dentro de cada una de las partes involucradas para lograr una continuidad absoluta en el conjunto; para lograr esto sería necesario que ambos sustratos contaran con similares tipos de uniones químicas.

De todas maneras, sea cual fuere el mecanismo utilizado para lograr adhesión, es imprescindible para alcanzar resultados lograr previamente una correcta adaptación entre las partes por unir. Esta adaptación es necesaria en el caso de adhesión mecánica para que cada una de las partes se introduzca y llene las retenciones o rugosidades dentro de las que se pretende que quede fija. Tanto o más importante es esa adaptación para lograr adhesión química, ya que es necesario un íntimo contacto para que se puedan producir las reacciones interatómicas o intermoleculares que permitan la formación de uniones químicas.

La necesidad de adaptación para llegar a la adhesión es lo que impide, en general, lograr adhesión entre dos partes sólidas. Es casi imposible conseguir en condiciones normales el contacto íntimo imprescindible para que se produzca interacción entre ellas.

Una excepción, de interés odontológico o por lo menos en la historia de la odontología, es la adhesión de un trozo de oro puro sólido a otro trozo de oro puro sólido. La facilidad con que se lo puede deformar bajo presión permite adaptar uno sobre otro y lograr que se unan químicamente. La orificación odontológica se basa en este mecanismo.

Pero esto último no es lo usual. Sólo un líquido puede adaptarse relativamente bien sobre una parte sólida y por ello en técnicas adhesivas, odontológicas o no, se une una parte sólida a otra líquida que luego se hace endurecer o bien se unen dos partes sólidas, llamadas sustratos, interponiendo entre ambas un líquido, denominado adhesivo, que luego endurece mediante alguna reacción física o química.

Resumiendo, las técnicas adhesivas involucran adaptar un líquido sobre un sólido. Si el adhesivo se adapta bien al sólido, si lo "moja" bien, puede alcanzarse el efecto buscado. Si, por el contrario, la superficie involucrada no es "mojada" por el adhesivo, o sea que éste no se adapta a la superficie, la adhesión no se logrará.

Energía superficial

Los átomos y/o moléculas se unen entre sí para constituir el estado sólido (e incluso el líquido, aunque en este caso la unión es menos estable o fija). Entre cada uno de esos átomos y moléculas se ejerce atracción pero si bien todos tienen vecinos a los cuales atraer en el interior de la masa de un cuerpo, la situación difiere en la superficie. Los átomos o moléculas ubicados en esa zona tienen vecinos hacia el interior del cuerpo pero no tienen a quién atraer en el otro sentido (fig. 3-2). Esto hace que en la superficie existan fuerzas o energía libre que se denomina *energía superficial.* Cuando se trata de materia en estado líquido se acostumbra hablar de tensión superficial, concepto habitual en tratados de física.

La energía superficial está, entonces, tanto en los sólidos como en los líquidos, determinada por las fuerzas de cohesión, o sea por las fuerzas de valencia o uniones químicas "sobrantes" en la superficie del cuerpo. Como es lógico, los materiales con mayor energía superficial son aquellos en los que las uniones son más fuertes. No hay duda de que la menor energía superficial se encontrará en los materiales orgánicos, ya que en ellos el estado sólido está dado por uniones secundarias entre moléculas.

Contacto entre líquido y sólido

Para evaluar las condiciones que una superficie ofrece para adaptar algún líquido sobre ella y para evaluar la posibilidad de utilizarla en técnicas de adhesión es necesario estudiar la forma en que entran en contacto un líquido y un sólido.

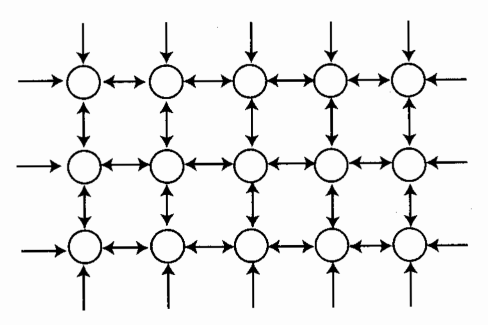


Fig. 3-2. Energía superficial (esquema).



a b

Fig. 3-3. Gota de líquido sobre la superficie de un sólido mojándolo (**a**) y no mojándolo (**b**).

Para que el primero se adapte, o "moje", al segundo es necesario que el sólido trate de atraerlo hacia sí y que el segundo se deje atraer. La forma de evaluar si esto se produce o no es determinando el ángulo que forma la superficie de una gota de líquido sobre la correspondiente al sólido, o sea el llamado *ángulo de contacto o de humectancia.*

En la figura 3-3 se muestran dos casos de líquido sobre un sólido. En el primero (a) el líquido ha mojado el sólido y por ello el ángulo de contacto tiene un valor reducido (0 sería el caso de humectancia total). En el segundo, en cambio, el ángulo supera los 90 grados, indicando que el sólido no ha sido prácticamente mojado.

Esas situaciones están condicionadas tanto por las características del líquido como por las del sólido. En ambos existe una energía superficial dada por las fuerzas cohesivas no compensadas. Ellas tienden a atraer hacia sí lo que se coloca en contacto y a su vez, si son fuertes, no dejan que el material sea atraído por otro. Si se quiere que un sólido sea mojado es necesario que tenga elevada energía superficial, ya que, en caso contrario, no atraería al líquido.

El caso de la figura 3-3a podría ser el de una gota de agua sobre un metal. La elevada energía superficial de éste hace que el agua lo moje. El de la figura 3-3b podría ser el de una gota de agua sobre un trozo de cera, que al ser material orgánico y con fuerzas cohesivas débiles tiene poca energía y no atrae al líquido.

Pero también es necesario considerar que el líquido debe dejarse atraer. Los mismos casos de la figura 3-3 podrían haber sido tomados de una situación constituida por el mismo sólido (p. ej., una superficie cerámica de energía superficial alta). El ángulo que se muestra en (a) se formaría al colocar agua sobre esa superficie, ya que ella se deja atraer. El ángulo de (b) lo formaría una gota de mercurio sobre la misma superficie cerámica, pues al tener ese metal líquido elevada energía (o tensión) superficial no se deja atraer.

Condiciones necesarias para la adhesión

Para que se produzca adhesión, como ya se mencionó, es necesaria la adaptación de las dos partes que deben entrar en contacto. Conviene, para ello, que la superficie del sólido tenga elevada energía superficial, pero para que ésta se manifieste no debe estar contaminada. Basta una capa contaminante de material orgánico o incluso de humedad para impedir que la energía superficial se manifieste y pueda lograrse la adhesión, especialmente si se la busca por medios químicos.

También la presencia o no de rugosidades modifica las condiciones para la búsqueda de adhesión. Una superficie lisa facilita que un adhesivo corra sobre ella en forma continua y sin que su marcha se vea alterada por la dificultad de desplazar el aire presente en las rugosidades. No obstante, algunas rugosidades son deseables si lo que se busca es adhesión mecánica.

No siempre las superficies involucradas son satisfactorias y es común, por ello, prepararlas mecánica o químicamente para que se eleve su energía superficial y/o para que se produzcan en ellas irregularidades que posibiliten la adhesión mecánica.

No debe olvidarse, sin embargo, que una adecuada superficie debe complementarse con el uso de un adhesivo sobre ella. Así como se han considerado diversos aspectos que debe reunir la superficie, no son menos importantes distintos aspectos que debe reunir el material.

La energía libre, que es importante en la superficie sobre la que se quiere obtener adhesión, también lo es en el material que debe adaptarse sobre ella. En este caso, si se prefiere, se puede hablar de tensión superficial del material en estado líquido. Ésta debe ser baja para que el material sea atraído con facilidad hacia la superficie y debe complementarse con una baja viscosidad, que le permita fluir libremente sobre ella y lograr la necesaria adaptación.

Pero esa adaptación debe conservarse durante y después de la transformación del adhesivo a estado sólido. De no ser así se malogrará cualquier adhesión mecánica o química que se hubiera logrado. Para que esto no suceda, el adhesivo debe endurecerse con nula o escasa contracción o sería incluso de desear una ligera expansión, que asegura aún más la adaptación alcanzada. Esta meta es difícil de alcanzar, ya que casi la totalidad de los adhesivos se endurecen por mecanismos que se acompañan de una contracción producida por el acercamiento de moléculas al reaccionar entre sí.

Es, además, importante que, si se desea mantener la adhesión lograda, el sistema no experimente elevados cambios dimensionales térmicos. Esto puede no ser importante para el adhesivo en sí mismo, si éste constituye una capa delgada, en la cual los cambios dimensionales serían reducidos en valor real. Pero sí lo es en el conjunto, ya que si una de las partes se contrae mucho al disminuir la temperatura puede generar suficientes tensiones en la interfaz con el adhesivo o entre éste y la otra parte como para romper la adhesión.

Las propiedades mecánicas también son de importancia, ya que las deformaciones bajo cargas en las partes pueden ser también motivo de pérdida de adhesión si no son acompañadas por el adhesivo. En ocasiones, el uso de un adhesivo flexible sirve para compensar diferencias mecánicas entre las partes al acompañar estas deformaciones.

A todo esto debe unirse una adecuada resistencia a la acción de un medio acuoso como el presente en una situación odontológica y, en este caso, la compatibilidad biológica del adhesivo, dado el medio donde debe actuar.

Semejante lista de consideraciones hace que no resulte extraño que hayan sido muchas las dificultades que fue necesario superar para poder emplear con eficacia las tecnologías adhesivas en el trabajo odontológico.

Ejercitaciones

- Indique la cantidad de fases que pueden diferenciarse en una mezcla a temperatura ambiente de agua con 2% de ácido sulfúrico y 1% de arena.
- Identifique las fases presentes en hidrocoloide en estado de sol y en estado de gel.
- Describa las condiciones que determinan la reversibilidad en la transformación de un hidrogel en hidrosol.
- Especifique las condiciones que favorecen el logro de adhesión entre un adhesivo líquido y un sustrato.
- Enuncie las condiciones que deben darse para que un líquido pueda penetrar en un espacio capilar.

4

Materiales metálicos

Metalurgia

Metalurgia es el arte y la ciencia que se ocupa de la preparación y aplicación de los materiales metálicos. Se reconocen tres ramas distintas de la metalurgia, todas relacionadas entre sí: la metalurgia química, la metalurgia física y la metalurgia mecánica.

La *metalurgia química* se ocupa de los procesos de obtención de metales a partir de productos encontrados en la naturaleza.

La *metalurgia física* estudia la naturaleza, la estructura y las propiedades de los materiales metálicos, así como los mecanismos que se pueden utilizar para variar esas propiedades. El tema de la metalurgia física incluye la metalografía, el ensayo de propiedades y los tratamientos térmicos. La metalografía es el estudio de la estructura de los metales con la ayuda del microscopio, la difracción de rayos X y otras técnicas, y permite correlacionar la estructura observada con las propiedades físicas y mecánicas.

La *metalurgia mecánica* cubre el estudio de los métodos para dar forma a los metales. Los principales son la colada (obtención de cuerpos metálicos por volcado del material líquido y posterior solidificación dentro de un molde) y el forjado (obtención de formas metálicas por deformación mecánica, golpes, dobleces, etc.), complementados con la soldadura (procedimiento que se utiliza para unir partes metálicas).

Metales. Su estructura

Los metales son elementos químicos que tienen ciertas características que los identifican y los distinguen de los elementos no metálicos. En muchas oportunidades se los describe con propiedades como lustre, opacidad, conductividad térmica y eléctrica y otras. Sin embargo, hay elementos como el carbono, el si-

licio y el boro que, si bien tienen algunas características de los metales, no pueden ser considerados como tales. La definición de metal basada en la química es la menos sujeta a controversias. Según ella, *metal* es todo elemento que en solución ioniza positivamente (da lugar a iones positivos o cationes). Más de las tres cuartas partes de los elementos conocidos son metales. Existen algunos elementos que no ionizan positivamente pero tienen algunas características de metal; a ellos se los conoce con el nombre de *metaloides* y, mezclados con algunos metales, dan combinaciones de mucha utilidad.

Como ya se mencionó en el capítulo 1, los metales son elementos que en estado sólido forman con cierta facilidad una estructura cristalina, es decir cristales, con iones distribuidos de modo tal que llevan a la formación de un reticulado espacial. En él, en este caso, se encuentra también la denominada nube electrónica, característica del enlace metálico.

De acuerdo con las diferentes ubicaciones de los iones en el reticulado espacial se pueden dar distintos tipos de celdas unitarias. Los tres tipos que más se suelen encontrar en los metales son las formas denominadas cúbica a cuerpo centrado, cúbica a cara centrada y hexagonal compacta (fig. 4-1).

El sodio metálico tiene un reticulado espacial cúbico a cuerpo centrado. Tal como se ve en la figura 4-1a, la celda correspondiente tiene un ion en cada vértice del cubo y otro ion en el centro del cuerpo del cubo. El oro y el cobre tienen reticulados espaciales cúbicos a cara centrada con una celda (fig. 4-1b), con un ion en cada vértice y otro en el centro de cada cara del cubo. El cinc se cristaliza en un reticulado hexagonal compacto. La celda correspondiente (fig. 4-1c) se caracteriza por tener una capa superior y una inferior de forma hexagonal con un ion en cada vértice y uno en el centro, y además una capa intermedia de tres iones entre la superior y la inferior.

En realidad, no puede considerarse que en cada vértice o cara de las celdas haya un ion, ya que éste es compartido por las celdas vecinas. Sólo parte de él, por lo tanto, pertenece a una celda en particular.

Las propiedades físicas y mecánicas de los metales dependen, entre otras cosas, de su estructura cristalina. Así, por ejemplo, una estructura cúbica a cara centrada es más dúctil que una cúbica a cuerpo centrado. El conocimiento de la estructura cristalina también es importante si se tiene en cuenta que un cristal puede tener propiedades distintas en diferentes direcciones. Por ejemplo, un cristal de cobre es más resistente cuando se lo tracciona en una dirección que en otra; un cristal de cinc conduce el calor más rápidamente en una dirección que en otra. Esta propiedad de *anisotropía* es característica de las estructuras cristalinas.

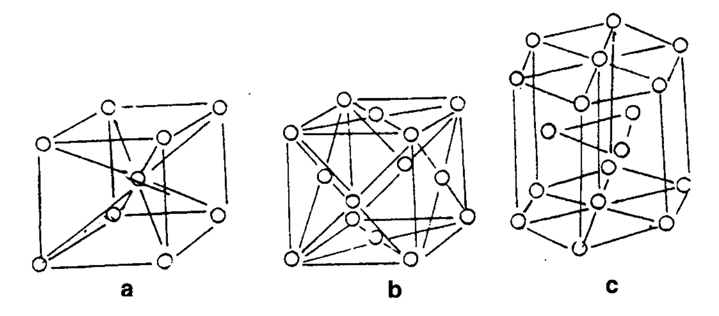


Fig. 4-1. Celdas unitarias: cúbica a cuerpo centrado (**a**), cúbica a cara centrada (**b**) y hexagonal compacta (**c**).

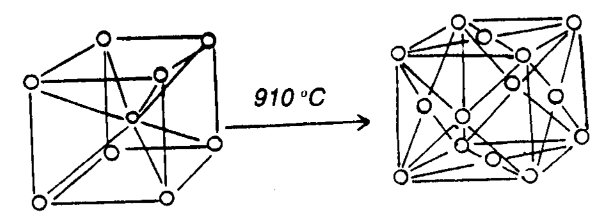


Fig. 4-2. Cambio alotrópico en el hierro.

Algunos metales cambian su estructura cristalina al cambiar su temperatura. Este fenómeno se denomina *cambio alotrópico.* El hierro, por ejemplo, tiene una estructura cúbica a cuerpo centrado a temperatura ambiente, pero al calentarlo a 910 °C experimenta un cambio alotrópico y pasa a tener una estructura cúbica a cara centrada (fig. 4-2).

Granos cristalinos. Solidificación de metales

La forma macroscópica de un cristal puede corresponder en algunos casos a la forma de la celda unitaria. Así, por ejemplo, los cristales de cloruro de sodio (material cerámico) son generalmente cúbicos, tal como la celda unitaria. Los cristales de metales, por lo contrario y debido a la elevada energía superficial que tienen, toman distintas formas.

Si se pule la superficie de un metal y se la prepara adecuadamente es posible observar, por medio de un microscopio que posibilite hacerlo por reflexión de la luz, una estructura como la que se muestra en la figura 4-3. Cada uno de los polígonos que se ven es un cristal, o sea que el metal de la figura es un material policristalino. Cada uno de los cristales (polígono en la figura) se conoce como *grano cristalino.* Es necesario tener presente que, si bien la observación se realiza en una superficie, los granos cristalinos se extienden en las tres direcciones del espacio.

Los cristales individuales o granos cristalinos se forman cuando un metal solidifica. Al llegar a una temperatura desde el estado líquido (temperatura diferente para cada metal y denominada *temperatura de solidificación* o *de fusión*) se forman las primeras porciones de metal sólido (podría decirse que se forman las primeras celdas unitarias). Sobre éstas se depositan las porciones que solidifican posteriormente, lo que provoca el crecimiento de los centros originales. Las primeras porciones en solidificarse actúan como *núcleos de cristalización.* El depósito de nuevo metal solidificado sobre esos núcleos hace que éstos crezcan. Por la forma en que se produce (como las ramas de un árbol), ese crecimiento se denomina *dendrítico.*

Cuando el crecimiento dendrítico hace que los núcleos se pongan en contacto, el crecimiento se detiene, el metal se ha solidificado por completo y

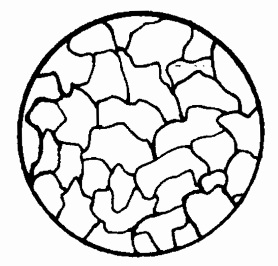


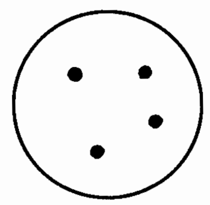
Fig. 4-3. Esquema de los granos cristalinos en un metal cuando es observado microscópicamente por reflexión.

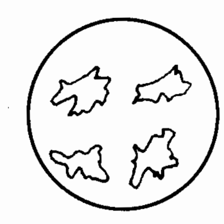
alrededor de cada núcleo se ha formado un grano cristalino. Como los distintos núcleos de cristalización no tienen la misma orientación en el espacio (sólo por una casualidad remotísima esto podría ocurrir), al ponerse en contacto los núcleos en crecimiento, no puede haber continuidad que haga que el reticulado se prolongue ininterrumpidamente a través del metal. El reticulado, en las zonas de contacto entre los granos, pierde su regularidad y, por espacio de un espesor de unos pocos átomos (o iones), existe un desorden. Ello hace que esta zona reaccione de manera distinta ante agentes químicos y posibilita su visualización en la observación microscópica por reflexión, como se vio en la figura 4-3. La línea (o, en realidad, el espacio) que separa un grano de otro se denomina *espacio intergranular* y tiene gran importancia en el comportamiento de los metales ante la acción de cargas, tal como se analizará más adelante. También se hace referencia a esta zona como *borde de grano.*

El proceso de solidificación y formación de granos cristalinos se esquematiza en la figura 4-4.

Curvas de enfriamiento

Los cambios que experimenta el metal al solidificarse se pueden estudiar observando cómo se enfría desde el estado líquido. Si se registra el comportamiento térmico de un metal al enfriarse (es decir, si se toman lecturas de su temperatura en función de tiempo) y se llevan los datos a un sistema de coordenadas cartesianas ortogonales, es posible obtener la *curva de enfriamiento* de ese metal (fig. 4-5).





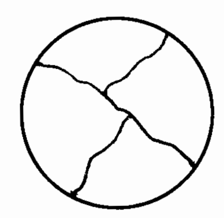


Fig. 4-4. Esquema del proceso de solidificación de un metal.

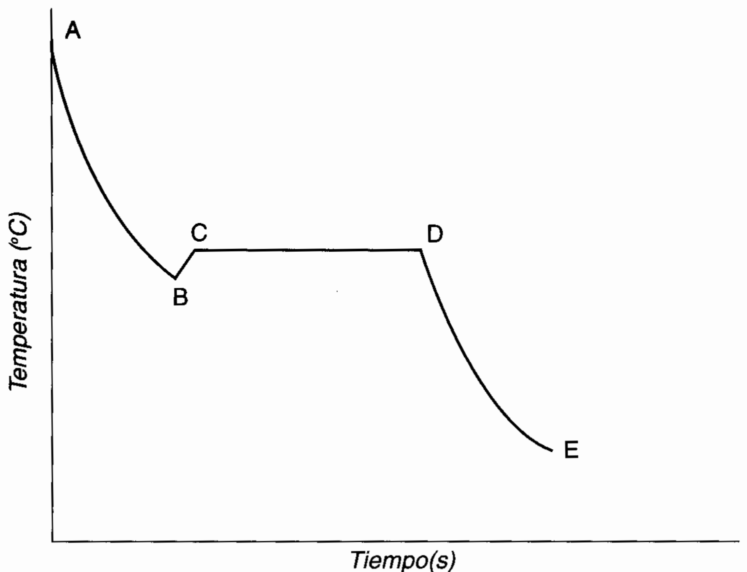


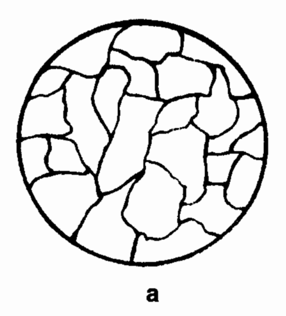
Fig. 4-5. Curva de enfriamiento de un metal.

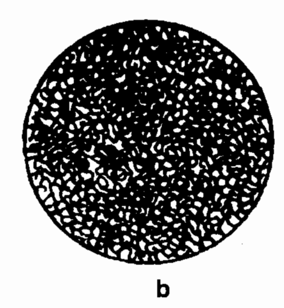
Lo primero que llama la atención en una curva de este tipo es la presencia de una porción horizontal, llamada meseta. La temperatura a la cual se produce esa meseta es la misma a la que el metal se solidifica (o sea que será también la temperatura de fusión de ese metal). Observando el material durante ese lapso puede comprobarse que en él existen partes líquidas y partes sólidas, es decir, dos fases. A temperaturas superiores e inferiores, en cambio, existe tan sólo una sola fase líquida o sólida, respectivamente.

La temperatura se mantiene constante durante esa solidificación (y correspondiente cristalización) debido a la liberación del llamado calor latente de fusión. Éste representa la diferencia que existe entre la energía que tiene la estructura en estado líquido y la que tiene en estado sólido, que es mucho menor.

Es importante notar también que, al enfriarse desde el estado líquido (punto A de fig. 4-5), el metal no comienza a liberar calor al llegar a la temperatura de solidificación sino que continúa enfriándose hasta un poco por debajo de ella (punto B en la misma figura). Éste es el fenómeno de *sobreenfriamiento.* Sólo después de ello se forman los primeros núcleos de cristalización produciéndose la exotermia que eleva la temperatura hasta la de solidificación (punto C en la figura) y la mantiene constante hasta terminada la cristalización (punto D en la figura). A partir de allí continúa perdiéndose calor hasta alcanzar la temperatura ambiente (punto E en la figura).

El sobreenfriamiento se produce porque los primeros átomos o iones que se unen para formar núcleos tienen que alcanzar cierto valor de energía para no ser absorbidos por la energía del líquido que los rodea. Sólo lo logran a una temperatura inferior a la real de solidificación.





a b

Fig. 4-6. Estructuras metálicas de grano cristalino grande (**a**) y pequeño (**b**).

Tamaño del grano

Al terminar el sobreenfriamiento (punto B en fig. 4-5) comienzan a formarse los núcleos de cristalización. De acuerdo con el número de núcleos que se formen en el metal que se solidifica será posible obtener un sólido con pocos granos cristalinos por unidad de volumen (es decir con granos relativamente grandes [pocos núcleos]) o un sólido con muchos granos cristalinos por unidad de volumen (o sea con granos relativamente pequeños [muchos núcleos]).

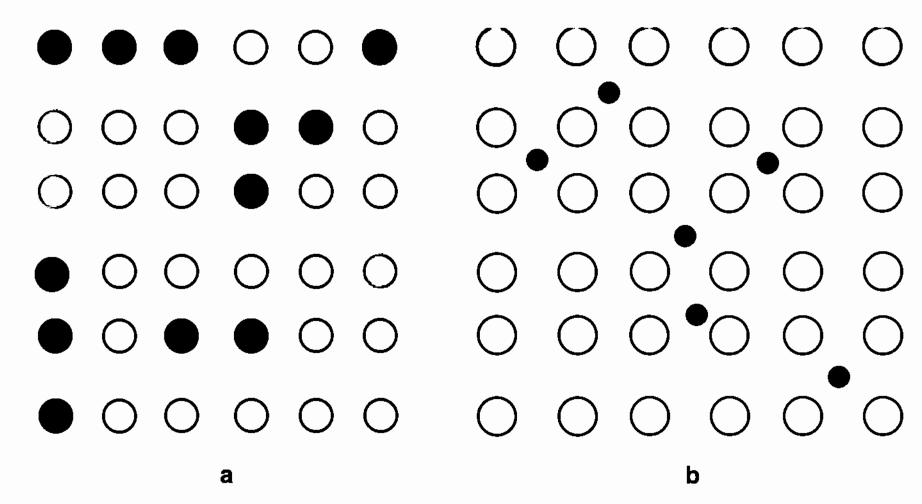
El tamaño de los granos puede controlarse agregando al metal "impurezas" que posibilitan la formación de núcleos y también regulando el régimen de solidificación. Si el enfriamiento es lento, la cristalización se hace a partir de unos pocos núcleos y el metal solidificado tendrá pocos granos y grandes. Lo inverso sucederá al enfriar un metal rápidamente (fig. 4-6).

Aleaciones

Dos o más elementos pueden combinarse de distintas maneras. Si esa combinación posee propiedades y características metálicas, se llama *aleación*. Las propiedades de las aleaciones difieren apreciablemente de las de los elementos que las constituyen y estas combinaciones de diferentes metales se realizan con el fin de obtener materiales con propiedades más favorables para una determinada aplicación.

En la mayoría de los casos, los componentes de las aleaciones son completamente solubles en estado líquido, lo que permite, de esa manera, su combinación física. Esto significa que cuando los componentes están mezclados en estado líquido constituyen un sistema homogéneo, o sea, con una sola fase.

Los metales solubles en estado líquido no necesariamente lo son en estado sólido. Al solidificarse pueden separarse por completo el uno del otro para formar una estructura heterogénea, o pueden continuar disueltos uno en el otro en estado sólido (una sola fase) formando las estructuras que se denominan *solución sólida* o *compuesto intermetálico*.



a b

Fig. 4-7. Esquema de la estructura de soluciones sólidas sustitucionales (**a**) e intersticiales (**b**).

Soluciones sólidas

Los elementos que se combinan para las aleaciones pueden hacerlo de tal modo que se disuelvan del todo uno en el otro y los átomos de uno de ellos pasen a integrar el reticulado espacial del otro. Si en una aleación se da esta situación y los metales constituyentes son enteramente solubles en estado sólido, al observarla al microscopio (después de haber sido convenientemente preparada) sólo se podrán ver granos cristalinos iguales. Los componentes pierden su individualidad en una solución sólida y sólo se observa una fase.

La posibilidad de que dos elementos formen este tipo de soluciones sólidas está dada por la existencia de ciertas similitudes entre ambos (tamaño atómico casi igual y principalmente el mismo tipo de reticulado espacial). En estos casos, átomos de uno de los elementos pueden sustituir a los átomos (o iones) del otro en el reticulado espacial. Este tipo de aleación se denomina *solución sólida sustitucional.*

Si las condiciones de similitud existen pero los tamaños atómicos de ambos elementos no son aproximadamente iguales, es posible que los átomos más pequeños no reemplacen a los más grandes sino que se ubiquen entre éstos. Este tipo de aleación se denomina *solución sólida intersticial.*

El reticulado espacial de ambos tipos de soluciones sólidas se encuentra esquematizado en la figura 4-7. Un ejemplo de solución sólida sustitucional es el de las aleaciones de oro y cobre, y un ejemplo de solución sólida intersticial es una aleación de hierro y carbono que se forma, en ciertas condiciones, entre el hierro y el carbono.

Compuestos intermetálicos

En las soluciones sólidas, los átomos de cada uno de los componentes se distribuyen aleatoriamente en el reticulado. Así, diferentes celdas unitarias

pueden contener diferente proporción de cada componente a pesar de que el conjunto constituye una única fase. Algunas combinaciones de elementos metálicos permiten que, al combinarlos en determinadas y definidas proporciones, se combinen en una sola fase pero de manera tal que en cada celda unitaria existe una misma relación entre la cantidad de átomos de cada uno de los constituyentes.

Los compuestos entre metales o entre metales y un metaloide formados así pueden ser identificados con una fórmula. Así, por ejemplo, se pueden encontrar compuestos como Ag_3Sn o Fe_3C. En estas fórmulas, los índices señalan que, al ser mezclados en proporciones determinadas y fijas, se constituye una estructura cristalina con una fase en la que existe esa relación entre los iones de cada metal en cada una de las celdas unitarias.

En esa forma de aleación se ve reforzado el enlace metálico por una situación en la que algunos electrones quedan relativamente fijos en una situación parecida a la del enlace de tipo covalente. Esto, como es de imaginar, repercute en las propiedades de este tipo de aleaciones.

Diagramas de equilibrio

Ya se dijo que los elementos que forman aleaciones sólidas pueden ser combinados en distintas proporciones. Si se consideran todas las combinaciones posibles (es decir, todas las aleaciones) entre dos o más elementos, el conjunto se denomina *sistema de aleaciones* de esos metales. Así, por ejemplo, "sistema cobre-oro" significa que todas las aleaciones de oro y cobre posibles (todos los porcentajes en que se puedan combinar) se tienen en consideración. Un sistema de aleaciones puede ser binario, ternario, cuaternario, según intervengan en su formación, dos, tres o cuatro elementos metálicos.

Para poder decidir qué aleación de un sistema en particular es conveniente utilizar para un determinado fin, es necesario conocer el comportamiento de todo el sistema. Sólo cuando se conoce el sistema es posible discernir qué aleación dentro de él (qué combinación de elementos constituyentes del sistema) es la que tiene características más adecuadas.

Para ello es necesario analizar el comportamiento, que es consecuencia de la estructura, de todos o por lo menos de varias aleaciones posibles de formar entre los componentes. Un modo de hacerlo es estableciendo las curvas de enfriamiento de las aleaciones del sistema. Esto permite estudiar los cambios que ocurren durante la solidificación, lo que puede complementarse con técnicas como la observación microscópica, la difracción de rayos X y otras, para establecer las transformaciones que pueden producirse en algunas aleaciones después de solidificadas.

Por ejemplo, si se desea estudiar el sistema plata-oro, se comienza por preparar una serie de aleaciones que contengan diferentes proporciones de ambos metales. De cada una de ellas se procede a determinar la curva de enfriamiento fundiéndola y registrando su temperatura durante el tiempo que lleva su enfriamiento (se entiende que el otro factor involucrado, la presión ambiente, se mantiene constante).

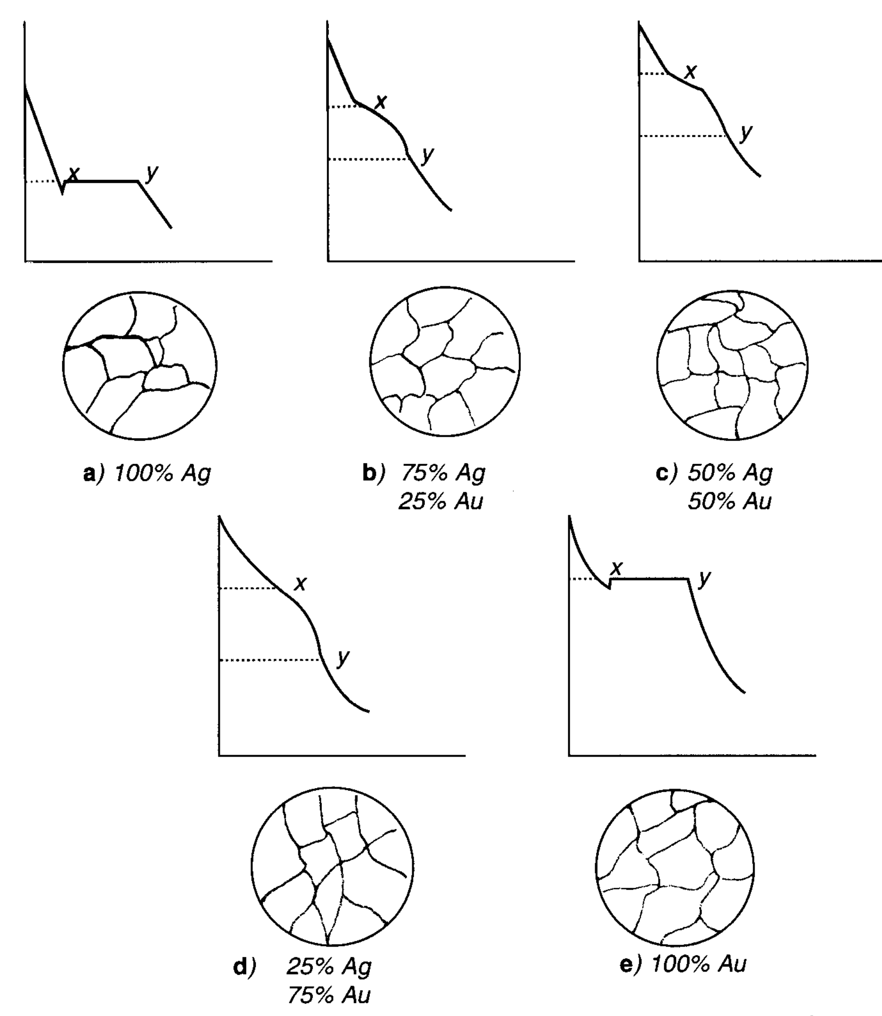


Fig. 4-8. Curvas de enfriamiento y granos cristalinos en el sistema de soluciones sólidas plata-oro (esquemático).

Considérese primero una muestra de plata pura que se enfríe lentamente desde la temperatura a que está fundida. La curva de enfriamiento correspondiente se muestra en (a) de la figura 4-8. Una interrupción en el descenso de la temperatura se produce entre "x" e "y", es decir, durante el tiempo en que se produce la solidificación y cristalización, debido a la liberación del calor latente de fusión.

Repitiendo el procedimiento con una aleación compuesta por un 75% de plata y un 25% de oro se encontraría la curva (b) de la figura 4-8. El enfriamiento se produce de manera uniforme hasta que la temperatura alcanza un valor, llegado el cual el régimen de enfriamiento disminuye. Si se examina la aleación en ese momento, se observa que está comenzando la solidificación y que cuando ella termina se recupera nuevamente el régimen de en-

friamiento inicial. La curva obtenida muestra que entre "x" e "y" se produjo la solidificación y que ésta no se realizó a temperatura constante como en el caso del metal puro. Por encima de "x" hubo una solución homogénea de dos metales líquidos (una sola fase); entre "x" e "y" hubo una mezcla de partes líquidas (plata y oro líquidos) y partes sólidas (solución sólida plata-oro) es decir que entre "x" e "y" hubo dos fases presentes; por debajo de "y" hubo solución sólida plata-oro y por lo tanto una sola fase (al microscopio sería imposible reconocer la plata del oro y sólo se verían granos cristalinos iguales, tal como se esquematiza en la fig. 4-8).

Con las otras aleaciones del sistema se obtendrían curvas similares pero con distintos valores de temperatura para "x" e "y". Dos más de ellas se muestran en la figura 4-8. Por último, si se estableciera la curva de enfriamiento del oro puro, se obtendría la curva característica de un metal con la correspondiente meseta.

Resulta más práctico volcar esta información parcial en un plano único, como se hace con el plano del recorrido de las calles de una ciudad. Este esquema único se denomina *diagrama de equilibrio*. Para ello, los datos obtenidos en la curva de enfriamiento se llevan a un sistema de coordenadas cartesianas ortogonales donde se indica la temperatura sobre el eje vertical y las composiciones sobre el eje horizontal. (Se entiende que el otro factor, la presión, se ha mantenido constante). Es usual, para simplificar la escritura, colocar sobre este último eje tan sólo el porcentaje de uno de los componentes del sistema, ya que se sobrentiende que el resto es el porcentaje del otro componente. Así se lee, en el diagrama de la figura 4-9 (diagrama de equilibrio del sistema plata-oro), "porcentaje de oro en peso" sobre el eje horizontal y se busca el número 20, que significa que la composición será en ese caso 20% de oro y 80% de plata. (Se indica "en peso" puesto que también pueden confeccionarse diagramas según el porcentaje de átomos de cada metal presente en las aleaciones.)

Si se llevan los valores de temperatura obtenidos para "x" (iniciación de la solidificación) al diagrama y se unen todos los puntos "x" y todos los puntos "y" se obtienen dos líneas. La lograda con los puntos "x" constituye la denominada *línea de liquidus* y cualquiera que sea la aleación del sistema que se considere estará en estado líquido (una sola fase) a una temperatura superior a la que ella indique. La resultante de unir los puntos "y" se denomina *línea de solidus* y cualquiera que sea la aleación del sistema que se considere estará en estado sólido (una sola fase en las soluciones sólidas) a temperatura inferior a la que ella indique. A temperaturas comprendidas entre la que indique la línea de liquidus y la de la línea de solidus, la aleación estará compuesta por partes sólidas y líquidas (dos fases).

Los diagramas de equilibrio, tal como el que se muestra en la figura 4-9, sirven para conocer los intervalos de temperaturas de fusión (intervalo entre el comienzo y la terminación de la solidificación) de las aleaciones de un sistema. También indican las fases presentes en una determinada aleación a una temperatura establecida y, mediante procedimientos que no se describirán aquí, permiten conocer la composición de cada una de las fases presentes, así como su proporción relativa.

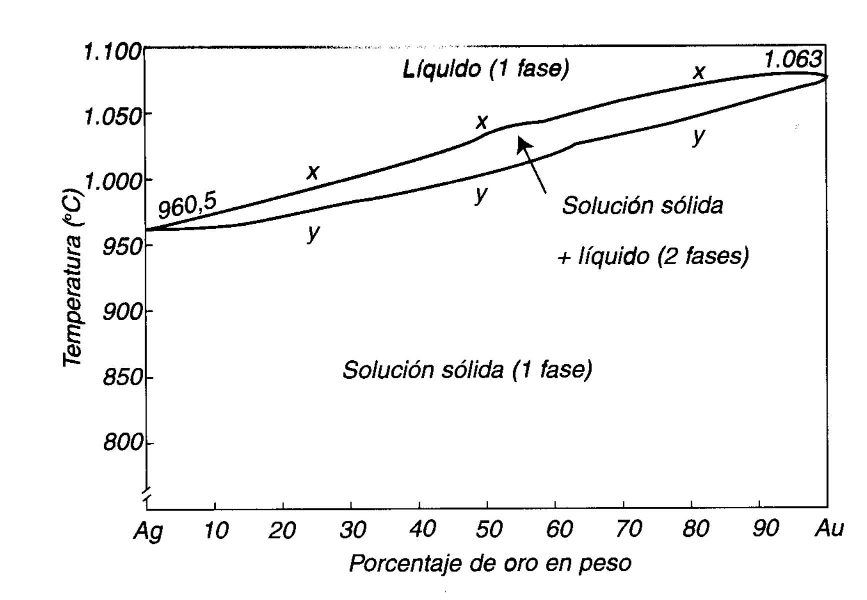


Fig. 4-9. Diagrama de equilibrio del sistema plata-oro.

Del diagrama de la figura 4-9 se desprende que una aleación que contenga 60% de oro y 40% de plata estará líquida por encima de 1.040 °C; solidificará entre 1.040 y 1.020 °C y estará sólida por debajo de 1.020 °C. Tendrá también en cada caso las fases (una o dos) que el diagrama indica, siempre y cuando se encuentre en equilibrio.

Aleaciones de metales insolubles en estado sólido

En los casos de combinación de metales solubles sólo en estado líquido pero que no lo son, o por lo menos no del todo, en estado sólido, la aleación en este último estado presenta dos fases. Cada una de ellas puede estar constituida por granos de un metal puro, por granos de soluciones sólidas distintas, por granos de compuestos intermetálicos en las diferentes combinaciones posibles. Debido a características que se analizan más adelante, estas aleaciones con dos fases en estado sólido se denominan *aleaciones eutécticas*.

Un sistema en el cual los componentes son totalmente solubles en estado líquido pero completamente insolubles en estado sólido es el de las aleaciones de bismuto y cadmio. Tal como se hizo en las soluciones sólidas de plata y oro, es posible obtener el diagrama de equilibrio del sistema bismuto-cadmio a partir de las curvas de enfriamiento de sus aleaciones.

La curva de enfriamiento del bismuto puro se muestra en (a) de la figura 4-10. La solidificación se inicia a la temperatura correspondiente a "x" y se completa a la misma temperatura en "y". La curva de enfriamiento de una aleación que contenga 40% de cadmio y 60% de bismuto se muestra en (c) de la figura 4-10. Esta curva es única dentro del sistema, ya que sólo tiene una meseta que ocupa todo el intervalo de solidificación. En este sentido, se

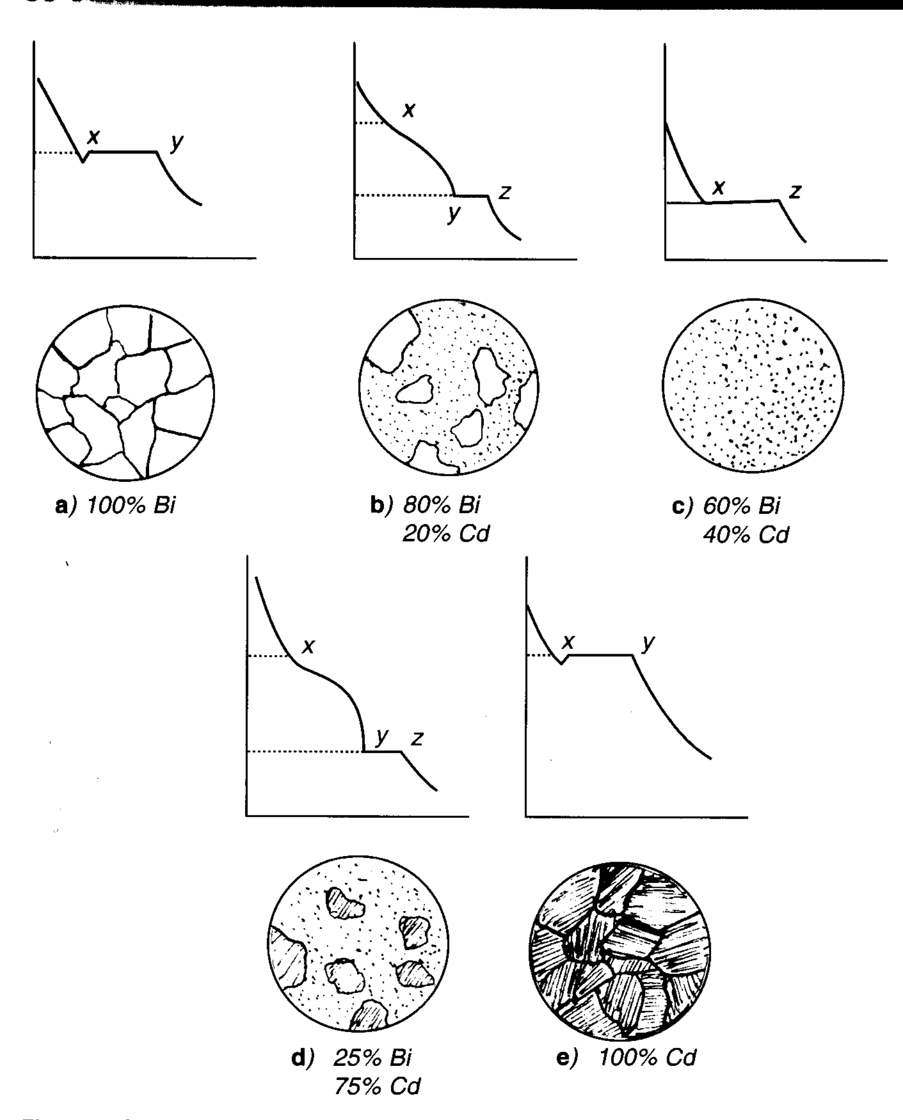


Fig. 4-10. Curvas de enfriamiento y granos cristalinos en el sistema de aleaciones eutécticas bismuto-cadmio (esquemático).

comporta igual que un metal puro. Esta aleación está constituida, en estado sólido (fig. 4-10), enteramente por la mezcla íntima de granos de cadmio y bismuto. Esta aleación es el eutéctico del sistema.

Una aleación constituida por 20% de cadmio y 80% de bismuto tiene la curva de enfriamiento (b) de la figura 4-10. La curva experimenta un cambio de dirección en "x" a una temperatura que es inferior a la que ocurre en la solidificación del bismuto puro. La curva continúa a partir de "x" con un régimen de enfriamiento más lento hasta "y", donde se produce la formación de una meseta. Ésta se extiende hasta "z", que es donde se ha completado la solidificación. La estructura de esta aleación (que se muestra esquemáticamente en la figura) consiste en granos grandes de bismuto formados durante el enfriamiento desde "x" hasta "y" y además una mezcla íntima de granos de bismuto y cadmio que se formó a temperatura constante entre "y" y "z". Esta mezcla íntima tiene la composición y el aspecto del eutéctico del sistema (40% de cadmio y 60% de bismuto). Una aleación de 75% de cadmio y 25% de bismuto tiene la curva de enfriamiento que se muestra en (d) de la figura 4-10. La solidificación comienza en "x" con una disminución en el régimen de enfriamiento. El eutéctico se empieza a formar en "y" y completa su solidificación en "z". La aleación sólida está constituida por granos grandes de cadmio y el eutéctico (mezcla íntima de granos de cadmio y bismuto).

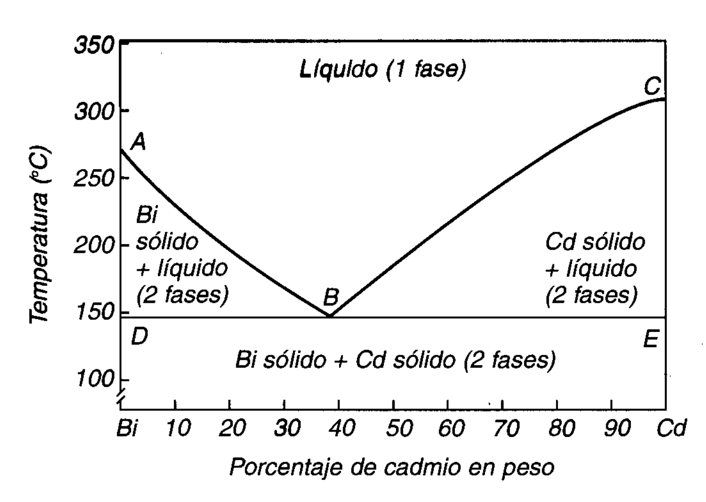


Fig. 4-11. Diagrama de equilibrio del sistema bismuto-cadmio.

La curva que se muestra en (e) corresponde al cadmio y es la característica de todo metal puro. Con los datos de las curvas de enfriamiento es posible obtener el diagrama de equilibrio que se muestra en la figura 4-11. La línea ABC constituye la línea de liquidus del sistema y la DBE la de solidus. Si se hubieran tomado otras aleaciones en este sistema se habría visto que todas ellas tienen curvas de enfriamiento con una meseta a la temperatura de solidificación del eutéctico. Esto es característico de todas las aleaciones formadas por elementos insolubles en estado sólido.

Esa temperatura de solidificación del eutéctico es siempre inferior a las temperaturas de solidificación de los elementos que lo constituyen (eutéctico significa que "funde más bajo").

Las fases presentes en las diferentes zonas del diagrama del sistema bismuto-cadmio son las siguientes: encima de ABC, solución líquida (una fase); zona ABD, bismuto sólido y solución líquida (dos fases); zona CBE, cadmio sólido y solución líquida (dos fases); debajo de DBE, bismuto sólido y cadmio sólido (dos fases).

Resumiendo, los elementos totalmente insolubles en estado sólido forman aleaciones de distintas características según las proporciones en que entren sus componentes. Un porcentaje determinado (40% de Cd y 60% de Bi en el sistema bismuto-cadmio) determina la formación de una aleación

que tiene una temperatura definida de solidificación (meseta en la curva de enfriamiento) y una estructura compuesta por una mezcla íntima de granos de cada uno de los elementos que la integran. Esta aleación es la eutéctica del sistema.

Si la composición de la aleación es tal que uno de los componentes está en exceso con respecto a la composición del eutéctico, ese exceso se solidifica separadamente y a una temperatura superior a la del eutéctico, pero inferior a la del elemento puro. La estructura de una aleación de este tipo está caracterizada por la presencia de granos grandes del metal en exceso

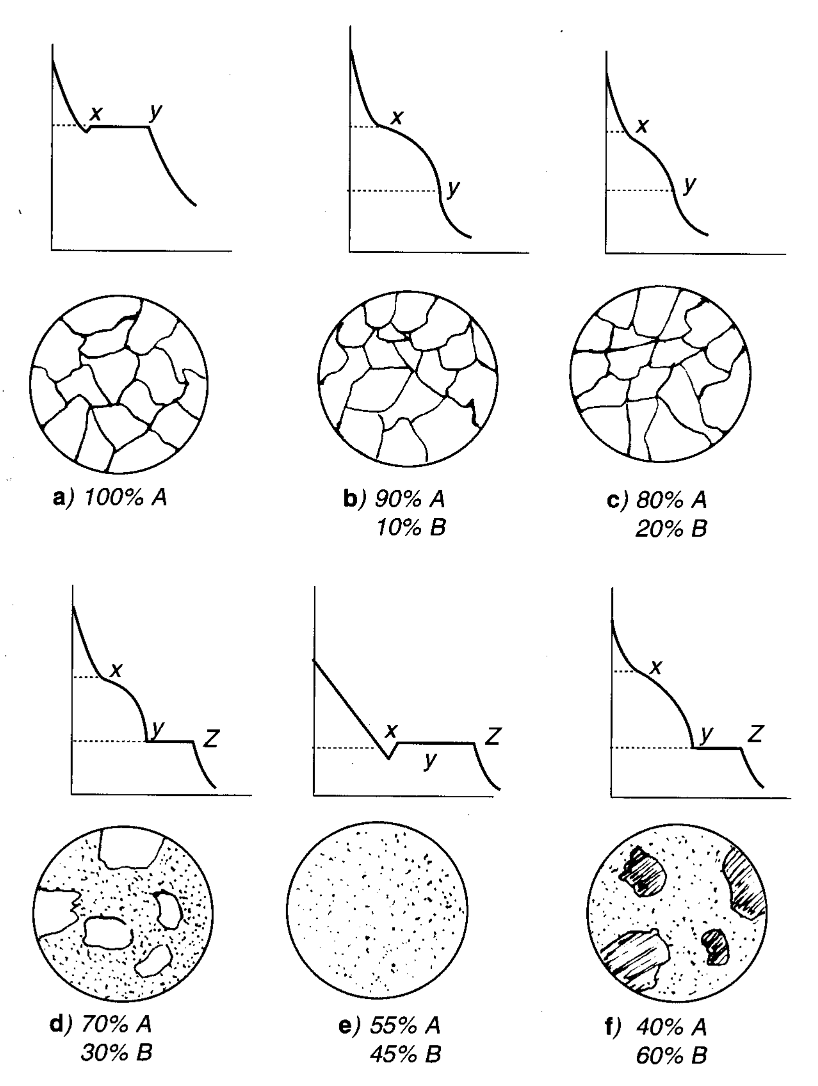


Fig. 4-12. Curvas de enfriamiento y granos cristalinos en un sistema hipotético de dos metales parcialmente solubles en estado sólido. *(Continúa)*

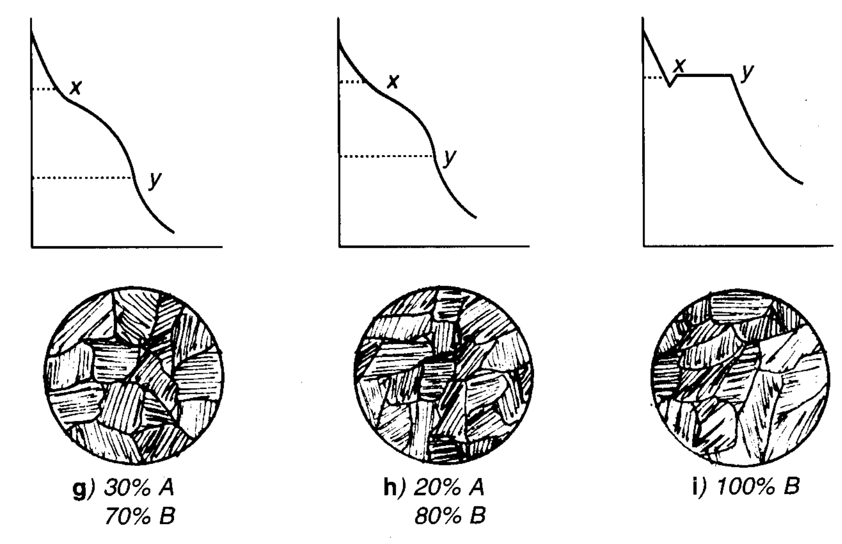


Fig. 4-12. *(Cont.)*

que se solidificó separadamente y la mezcla íntima de granos de ambos elementos que constituye el eutéctico.

Nótese que el diagrama de equilibrio de las aleaciones eutécticas se caracteriza por una línea de solidus paralela a la abscisa (horizontal). Toda vez que en un diagrama se vea una línea de solidus horizontal se está frente a una aleación con dos fases en estado sólido.

Aleaciones de elementos parcialmente solubles en estado sólido

En el apartado anterior se describieron las características de las aleaciones formadas por elementos completamente insolubles en estado sólido. Por el agregado de una pequeña cantidad de un elemento al otro (teóricamente un solo átomo) se produce la aparición de una nueva fase.

Es más frecuente, sin embargo, encontrar elementos que son parcialmente solubles en estado sólido. Esto indica que son capaces de formar soluciones sólidas cuando existe una pequeña cantidad de un elemento agregado al otro, pero si esa cantidad supera un límite ya no es posible una solución total, sino que se formará una aleación eutéctica.

Para simplificar, se analizará primero un sistema de aleaciones de dos metales hipotéticos: A y B. Las curvas de enfriamiento y la estructura esquemática de los componentes puros y de una serie de aleaciones de A y B se muestran en la figura 4-12. Las curvas (b), (c), (g) y (h) son las características de las soluciones sólidas. Es de esperar entonces que en estas aleaciones, en particular del sistema A-B, se formen soluciones sólidas con estructura homogénea (una sola fase). Las curvas (d) y (f) son las de una aleación eutéctica con un componente en exceso y sus estructuras tendrán granos grandes de ese componente en exceso (en este caso, al analizarlo, puede comprobarse que no es un metal puro sino una solución sólida de los dos metales) y el

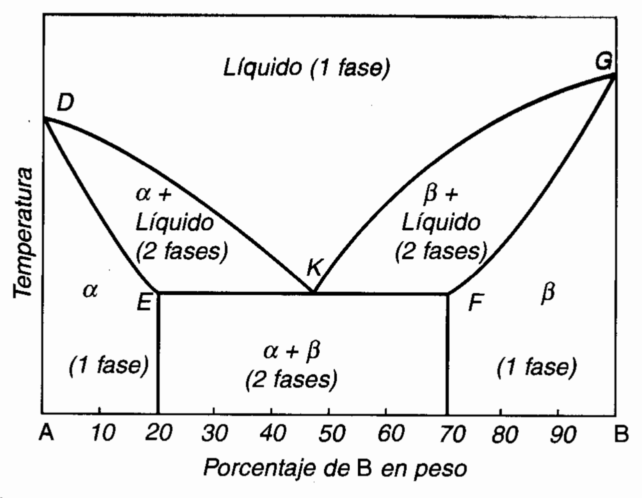


Fig. 4-13. Diagrama de equilibrio del sistema hipotético A-B.

eutéctico constituido por una mezcla íntima de granos de los componentes (cuyo análisis comprueba que son dos soluciones sólidas distintas y no dos elementos puros). La curva (e) es característica del eutéctico y su estructura también lo es (mezcla íntima de granos de dos soluciones sólidas).

Con las temperaturas a las que la solidificación comienza (todos los puntos "x") y aquellas a las que ésta concluye (todos los puntos "y") se puede obtener el diagrama de equilibrio de la figura 4-13. En este diagrama, como en todos los que aparecen varias fases (cada una de ellas es una combinación de elementos), es costumbre designarlas con letras griegas. La primera fase que aparece a la izquierda de un diagrama con esta característica se denomina alfa; la segunda, beta; la tercera, gamma, y así sucesivamente.

Es importante notar que la zona donde existe una fase siempre está seguida en el diagrama (a su derecha) por una zona donde coexisten dos. Así, en el diagrama de A y B la primera fase individualizable a la izquierda es la denominada alfa, que es una solución sólida de B en A (B es el soluto y A el solvente). La segunda fase individualizable (siempre comenzando por la izquierda) es beta, una solución sólida de A en B (A es el soluto y B el solvente). Entre las zonas en que existen alfa y beta individualmente hay una porción donde coexisten alfa y beta.

En resumen, las fases presentes en las diferentes zonas del diagrama del sistema A-B son las siguientes: encima de DKG, solución líquida (una fase); zona DEK, solución sólida alfa y solución líquida (dos fases); zona GKF, solución sólida beta y solución líquida (dos fases); debajo de DE, solución sólida alfa (una fase); debajo de GF, solución sólida beta (una fase); debajo de EKF, solución sólida alfa y solución sólida beta (dos fases).

Es interesante recordar que las dos fases de esta última zona (soluciones sólidas alfa y beta) estarán en su totalidad íntimamente mezcladas para constituir el eutéctico si la composición es 55% de A y 45% de B. Si una de ellas está en exceso con respecto a la composición de este eutéctico (es decir, las

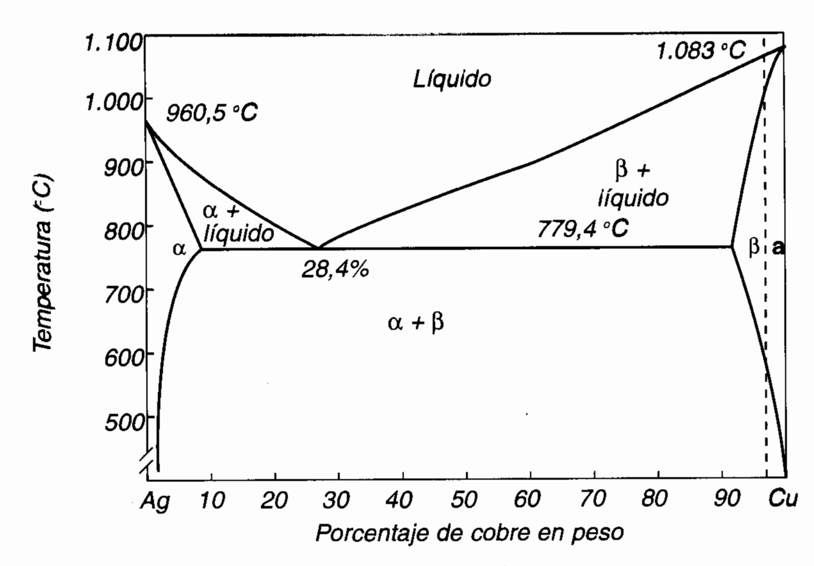


Fig. 4-14. Diagrama de equilibrio del sistema plata-cobre.

aleaciones entre E y K y entre K y F del diagrama), ese exceso formará granos grandes separados.

Los diagramas de este tipo no son tan simples como el ilustrado en la figura 4-13. Siempre hay un cambio en la solubilidad en estado sólido, lo que queda indicado en el diagrama de equilibrio. En la figura 4-14, se muestra el diagrama de equilibrio del sistema plata-cobre. En él, la solubilidad del cobre en la plata y de la plata en el cobre disminuye por debajo de la temperatura del eutéctico. Por ejemplo, una aleación con 97% de cobre y 3% de plata (línea de puntos en el diagrama de la fig. 4-14) estaría compuesta por solución sólida beta a 800 °C.

Al llegar a la temperatura indicada por el punto "a" en el diagrama, la solubilidad de la plata en el cobre alcanza su valor de saturación. Por debajo de esa temperatura, la solubilidad es todavía inferior y la solución sólida alfa comienza a precipitarse del interior de beta. Las fases presentes en la aleación final serán solución sólida alfa y solución sólida beta. Vale decir que esa misma aleación, una vez en estado sólido, cambió su estructura de homogénea a heterogénea a medida que se enfrió, así como una solución de sal en agua puede ser saturada y homogénea a una temperatura y sobresaturarse y precipitarse el excedente al enfriarla. Esa precipitación, sin embargo, es más difícil que se produzca en estado sólido, por la menor movilidad de los átomos y, por ello, esto ocurre si el enfriamiento se produce en equilibrio, pero no en el caso contrario. Esto permite lograr cambios en las propiedades de la aleación, como se analiza más adelante.

Reacciones peritécticas. El sistema plata-estaño

Algunos compuestos intermetálicos se comportan como metales puros y si se los calienta conservan su identidad hasta la temperatura en que se fun-

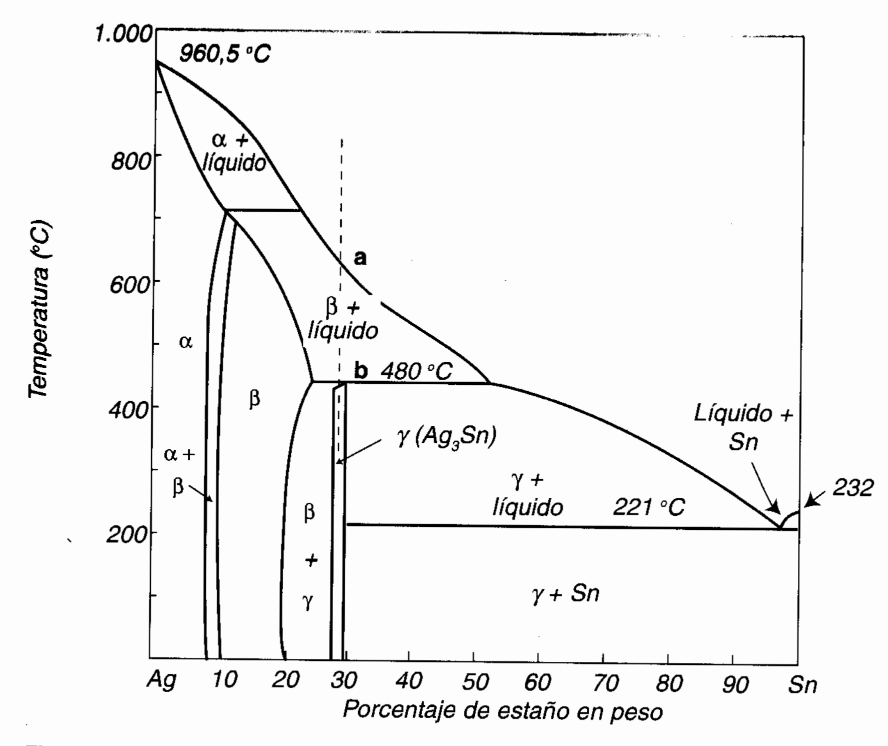


Fig. 4-15. Diagrama de equilibrio del sistema plata-estaño.

den. Esa fusión la hacen a temperatura constante. Hay otros compuestos intermetálicos que sólo existen a determinadas temperaturas. Si se los calienta, experimentan una transformación en estado sólido y dejan de ser compuestos intermetálicos antes de pasar completamente al estado líquido.

Un ejemplo de este último tipo de compuesto intermetálico es el que puede formarse entre la plata y el estaño, que reviste interés por ser una aleación frecuentemente utilizada en odontología.

El diagrama de equilibrio del sistema plata-estaño se muestra en la figura 4-15. Como puede apreciarse, según cambie el porcentaje de ambos elementos que intervienen en la aleación es posible obtener la formación de distintas fases.

Hacia la derecha puede verse una línea de solidus horizontal que indica un sistema eutéctico, y a la izquierda, en cambio, soluciones sólidas. Pero además aparecen líneas verticales que indican modificaciones dentro de las soluciones sólidas, y así puede notarse que la primera fase presente en la zona izquierda del diagrama es la denominada (según la costumbre descrita) alfa. Esta fase es una solución sólida, como puede apreciarse con la observación de las líneas de liquidus y solidus en esa zona.

La segunda fase es también una solución sólida, denominada beta. Entre las zonas donde sólo existen alfa y beta hay, como es de esperar, una donde coexisten ambas fases. La tercera fase es la denominada gamma, precedida en el diagrama por una zona donde coexisten beta y gamma. Esta fase es un compuesto intermetálico, ya que su análisis muestra que tiene un reticulado espacial con una distribución fija de los dos elementos en cada celda unitaria. Su fórmula es Ag_3Sn (tres iones de plata por cada uno de estaño en cada celda) y se forma cuando el contenido de estaño oscila entre 25% y 27% aproximadamente y el de plata entre 75% y 73%.

Si hay más de 27% de estaño, se forma, como ya se indicó, una serie de aleaciones eutécticas. El eutéctico, que será una mezcla íntima de granos de Ag_3Sn y estaño, se constituye con el 96,5% de estaño y el 3,5% de plata. Si existe más o menos estaño, el componente en exceso se encontrará formando granos grandes por separado del eutéctico.

Tal como se mencionó, una aleación que se utiliza en odontología contiene fundamentalmente el compuesto intermetálico Ag_3Sn. Es importante analizar el comportamiento de una aleación que lo forme. Una de éstas es la indicada por una línea de puntos en la figura 4-15. Si se la enfría desde el estado líquido, esa aleación comienza su solidificación al llegar a la temperatura indicada por la línea de liquidus (punto "a" en el diagrama). A partir de esa temperatura, la estructura de la aleación es solución líquida y solución sólida beta. Al llegar a una temperatura de 480 °C (punto "b" en el diagrama), la parte líquida reacciona con la solución beta y se transforma el todo en el compuesto intermetálico Ag_3Sn o fase gamma.

Las reacciones de este tipo se llaman peritécticas y son esencialmente una inversión de la reacción que da lugar a la formación de un eutéctico. En esta última hay una transformación de una sola fase líquida en dos fases sólidas al enfriarse. En la *reacción peritéctica*, en cambio, hay una transformación de dos fases (líquida y sólida) en una al enfriarse. Como en todos los casos ya descritos, esa transformación se produce siempre y cuando el enfriamiento se realice en condiciones de equilibrio.

El sistema cobre-oro

El oro y el cobre son componentes de aleaciones con que se pueden realizar ciertos trabajos, por colada o forjado, en odontología. Si bien otros metales intervienen en la composición de esas aleaciones, el oro y el cobre son los que más influyen en sus propiedades, así como son los que permiten introducir modificaciones en ellas según sean las necesidades.

El diagrama de equilibrio de las aleaciones del sistema cobre-oro se muestra en la figura 4-16. Entre ambos elementos se forma una serie continua de soluciones sólidas con intervalo de temperaturas de fusión muy corto, lo que hace que en el diagrama se observe que las líneas de liquidus y solidus se encuentren próximas. Incluso hay composiciones donde las dos líneas son prácticamente coincidentes.

Otro detalle de interés es que el intervalo de temperaturas de fusión de todas las aleaciones del sistema es inferior a las de fusión de ambos metales. Si bien todas las combinaciones posibles de oro y cobre forman soluciones sólidas, no todas ellas se mantienen inalterables hasta temperatura ambiente. Tal como se puede apreciar en el diagrama, las aleaciones que tienen entre 39% y 88% de oro, aproximadamente, experimentan

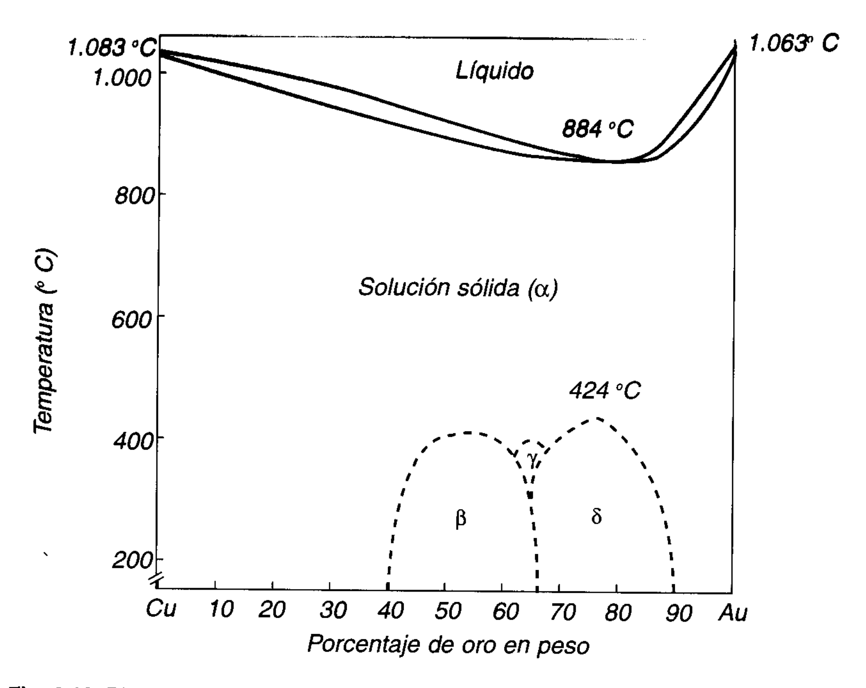


Fig. 4-16. Diagrama de equilibrio del sistema cobre-oro.

transformaciones al enfriarse. Como resultado de ellas, las soluciones sólidas ordenan sus átomos de modo tal que cada uno ocupa una posición definida y puede incluso indicarse una fórmula para describir cada celda unitaria. Estos ordenamientos se conocen con el nombre de *superreticulados.*

Según la composición de la aleación es posible obtener superreticulados distintos. Cada uno de ellos constituye una fase dentro del sistema y por ello se los puede denominar beta, gamma y delta, y alfa es la solución sólida. Como en todos los casos, al separar las zonas donde existen cada una de estas fases hay zonas donde coexisten dos fases vecinas.

Si el contenido de oro oscila entre aproximadamente 39% y 64%, se forma el superreticulado beta con fórmula $AuCu_3$. Éste tiene un reticulado espacial igual al de la solución sólida oro y cobre y, por ello, no trae modificaciones apreciables en las características y propiedades de la aleación.

Si el contenido de oro oscila entre aproximadamente 64% y 88%, se forma el superreticulado delta con fórmula AuCu. Éste tiene un reticulado espacial distinto del de la solución sólida (tetragonal en lugar de cúbico) y su aparición determina cambios en las propiedades de la aleación.

El superreticulado gamma, de fórmula $AuCu_2$, se forma durante el enfriamiento de unas pocas aleaciones del sistema. Sólo es estable durante un breve intervalo de temperaturas y se transforma, al continuar el enfriamiento, en las fases beta y/o delta. Por lo tanto, no tiene interés práctico desde el punto de vista de las propiedades de las aleaciones a temperatura ambiente.

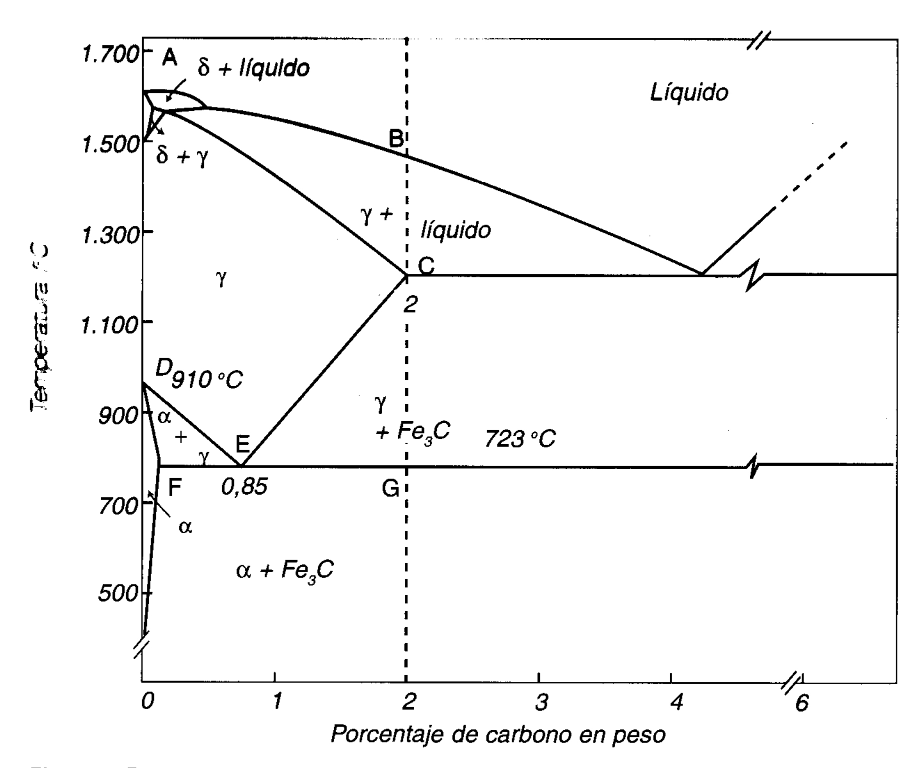


Fig. 4-17. Diagrama de equilibrio del sistema hierro-carbono.

El sistema hierro-carbono

Entre el metal hierro y el metaloide carbono se forma una serie de aleaciones que han tenido y tienen amplia aplicación. Su estudio constituye la rama de la metalurgia conocida como *siderurgia.*

En la figura 4-17 puede verse el diagrama de equilibrio del correspondiente sistema. Llama la atención que no se extienda la abscisa hasta 100% de C. Esto se debe a que en las condiciones habituales de formación de estas aleaciones sólo se puede combinar carbono hasta lograr un compuesto intermetálico de fórmula Fe_3C (6,67% en peso de carbono) llamado cementita (las fases que se forman entre el hierro y el carbono son conocidas universalmente con nombres específicos). El diagrama por analizar es en realidad el de hierro y cementita más que el de hierro y carbono.

Ya se habrá notado que en ese diagrama hay dos zonas diferenciadas. Hacia la derecha y a partir de poco menos de 2% de carbono, la línea de solidus es horizontal, lo que indica la presencia en estado sólido de dos fases. Las aleaciones son de tipo eutéctico (el eutéctico con 4,3% de carbono) y constituyen el denominado hierro *colado,* que no tiene aplicación en odontología.

Hacia la izquierda de aquel contenido de carbono, las líneas de liquidus (AB) y de solidus (AC) indican la presencia de soluciones sólidas. Esas soluciones sólidas de hierro y carbono, es decir, las aleaciones con menos del 2% de carbono, se denominan *aceros.* Un acero es entonces una solución

sólida de hierro y carbono. Se trata de una solución de tipo intersticial, ya que el reticulado del hierro, que a la temperatura de solidificación es cúbico a cara centrada, permite que en sus espacios libres se ubique hasta un 2% en peso de carbono.

En la zona más a la izquierda y a temperaturas de alrededor de 1.500 °C pueden verse otras zonas delimitadas y que corresponden a transformaciones que experimenta el hierro a altas temperaturas.

Los cambios que se producen en estado sólido y que muestran las líneas DEC y FEG son más importantes. Esto ocurre porque la solución sólida intersticial de carbono en hierro (fase gamma o también llamada *austenita*) no es estable hasta la temperatura ambiente. Esto se debe a que el hierro no es cúbico a cara centrada a cualquier temperatura. Ya se mencionó el cambio alotrópico que experimenta a 910 °C y que hace que se transforme en cúbico a cuerpo centrado.

En este tipo de reticulado no hay casi lugar disponible para que se ubique el carbono que estaba disuelto para constituir austenita. Sólo puede aceptar 0,02%, lo que queda indicado por la fase alfa o *ferrita*, que comprende una pequeña zona a la izquierda. El resto de carbono debe salir de la solución y lo hace combinado con hierro para formar cementita (Fe_3C).

La temperatura que muestra la línea FEG indica la transformación de la austenita en ferrita y cementita. Esta reacción tiene cierta similitud con la reacción eutéctica, ya que también en ella una fase se transforma en dos. La diferencia es que, en el caso del hierro-carbono, tanto la fase original como las dos nuevas son sólidas, mientras que en la eutéctica la fase original es líquida. Por esa similitud con la reacción analizada se la denomina *eutectoide*.

Al igual que en las eutécticas, esa reacción se hace a temperatura definida para una determinada composición (0,85% de carbono). Un acero con esa composición se llama eutectoide o *perlita* y está constituido por una mezcla íntima de granos de ferrita y cementita.

Si hay menos o más cantidad de carbono, a la presencia de perlita se suma la de granos grandes de ferrita o cementita, constituyéndose los denominados aceros hipoeutectoides e hipereutectoides.

Sistemas de más de dos elementos

La mayoría de las aleaciones utilizadas en industria y en odontología están compuestas por más de dos elementos. Sin embargo, es común estudiar las características y fases existentes en los distintos sistemas binarios y luego proyectar las conclusiones a sistemas más complejos. Es posible realizar diagramas de sistemas ternarios (tres componentes), pero su construcción e interpretación resultan dificultosas y complejas.

Propiedades de los materiales metálicos

Si se conoce la estructura atómica de los metales resulta fácil deducir sus características físicas, algunas de las cuales, por otra parte, ya fueron adelan-

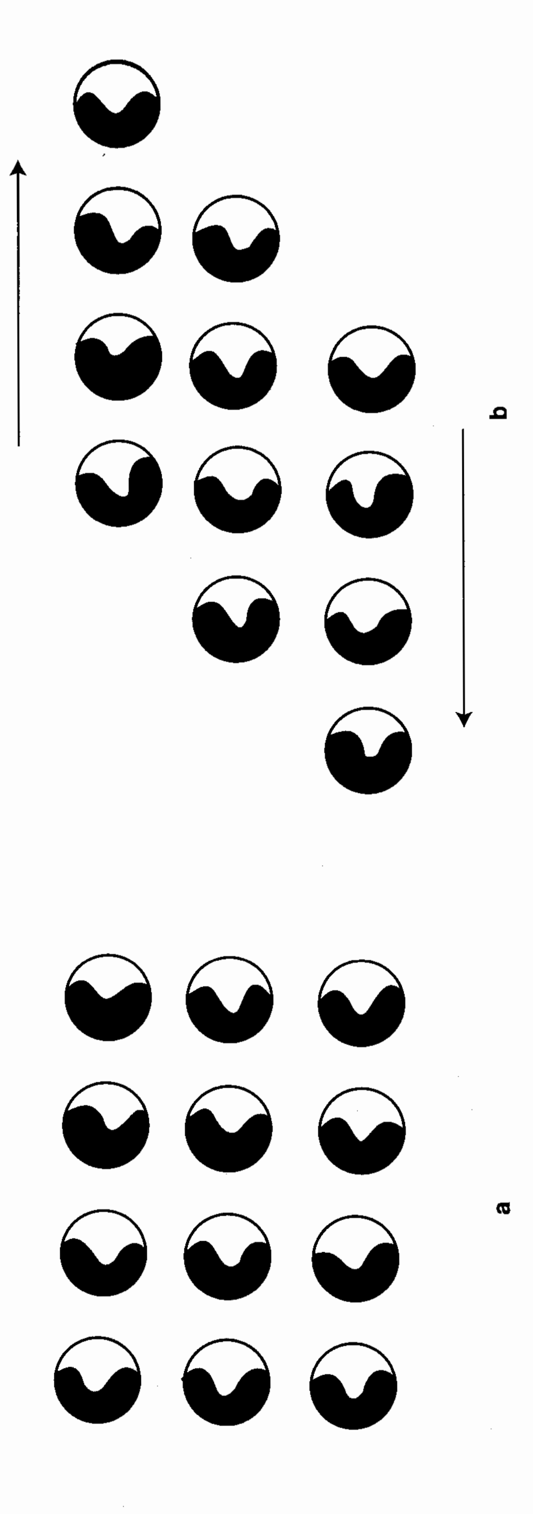


Fig. 4-18. Distribución de iones (a) y deformación bajo carga (b) en un grano cristalino.

tadas en los capítulos 1 y 2. Por ejemplo, la estructura compacta de su reticulado espacial constituido por átomos (o mejor iones del mismo tipo) hace que la densidad de los materiales metálicos sea más elevada que la de los otros tipos de materiales.

La presencia de la nube electrónica los hace opacos y buenos conductores térmicos y eléctricos. Esa posibilidad de conducción es más notoria en las fases en que son metales puros; en las aleaciones, la situación es algo diferente. Cuando se trata de una solución sólida, la presencia de iones de diferente tamaño (el tamaño de los iones de los metales que coexisten en el reticulado) dificulta algo el movimiento de los electrones. En las fases compuestos intermetálicos ya se mencionó que algunos electrones quedan relativamente fijos en su ubicación. Esta situación hace que, dentro de los materiales metálicos, los valores más elevados de conductividad térmica y eléctrica se encuentren en los metales puros y los más bajos, en los compuestos intermetálicos con valores intermedios en las soluciones sólidas. En los eutécticos, la situación varía según sean de cada una de las fases que los constituyan.

Propiedades mecánicas en un grano cristalino de metal puro

Las propiedades mecánicas de los metales, o sea, su comportamiento cuando se les inducen tensiones y se los deforma, merecen mayor motivo de análisis. En condiciones normales de solidificación, los metales y las aleaciones son policristalinos (constituidos por un número determinado de granos cristalinos). Tan sólo en condiciones experimentales muy controladas es posible obtener un cuerpo metálico constituido por un solo grano cristalino.

En la figura 4-18a se puede ver esquemáticamente la distribución de los átomos o iones en un grano cristalino. Si se aplica sobre ese grano cristalino una carga de corte, las relaciones entre los distintos átomos se verán alteradas como en la figura 4-18b. Si la tensión así inducida supera el límite proporcional, la posición relativa de los átomos cambia en forma permanente y se produce una deformación permanente y si se supera la resistencia máxima que es capaz de ofrecer ese metal, se producirá una pérdida de continuidad en el reticulado espacial, o sea, una ruptura.

Conociendo las características de los átomos de un metal, así como el tipo de celda unitaria en que se cristaliza, es posible calcular matemáticamente cuál sería la tensión máxima necesaria para producir la ruptura. O sea que es posible calcular la resistencia del material en un grano cristalino sin hacer una determinación experimental. Cálculos de ese tipo muestran que un grano cristalino de hierro debe tener una resistencia de aproximadamente 10.000 MPa. Sin embargo, las determinaciones experimentales han demostrado que la resistencia real del hierro es de 1.000 MPa, es decir tan sólo una décima parte de la resistencia teórica.

Esta discrepancia se debe a que un grano cristalino no tiene una configuración perfecta como la de la figura 4-18a, sino que tiene defectos. Los que más se encuentran en las estructuras cristalinas son las *dislocaciones* (ya

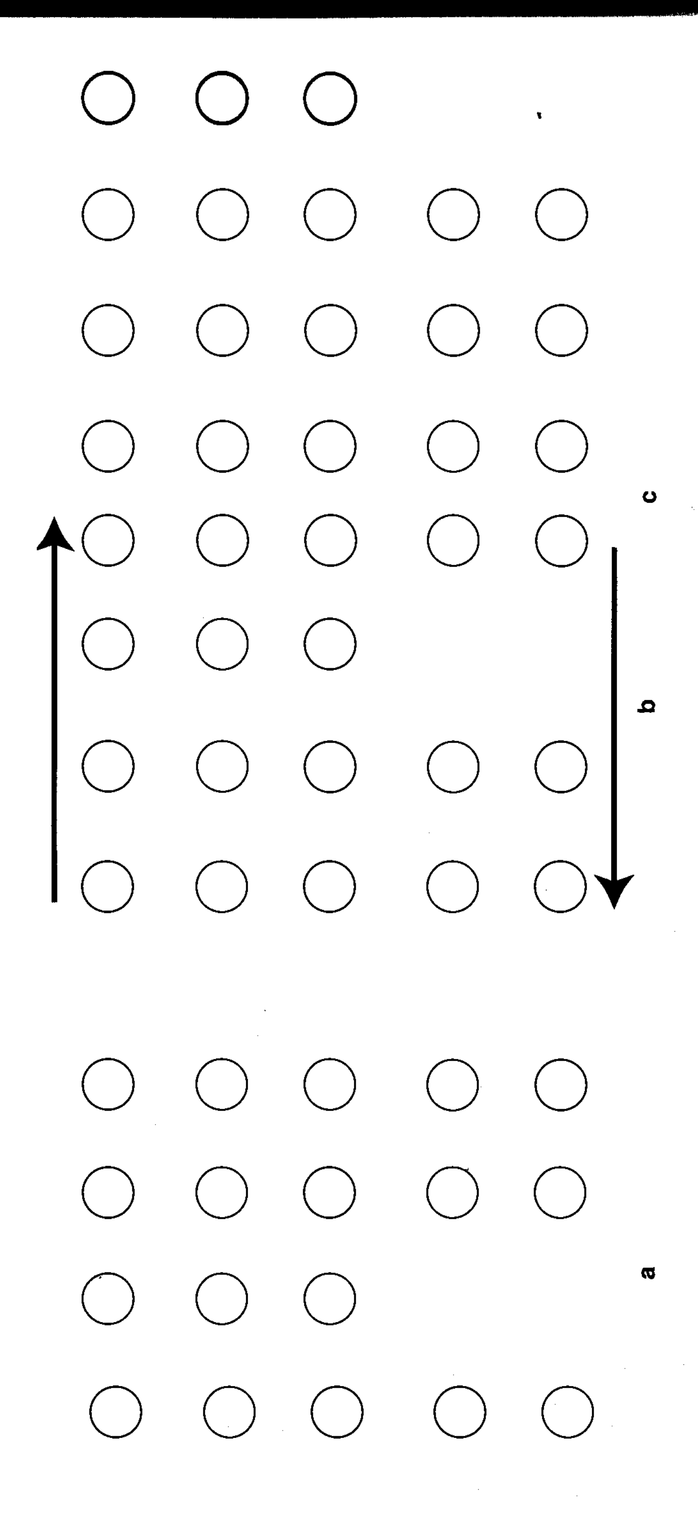


Fig. 4-19. Dislocación (a) y su traslación ante la acción de una carga (b y c).

mencionadas en el cap. 1), y una forma de ellas puede estar constituida por la falta de una hilera de átomos en una zona, como se ve en la figura 4-19a.

Los cristales obtenidos habitualmente no son perfectos, sino que contienen muchas dislocaciones. Éstas actúan como rajaduras que disminuyen la resistencia y otras propiedades mecánicas a valores muy inferiores a los calculados teóricamente.

Al inducir una tensión a un metal o a una aleación metálica, esas dislocaciones pueden propagarse a través del reticulado espacial. En la figura 4-19b y c se esquematiza cómo ante la acción de una carga de corte la dislocación se traslada.

Este mecanismo se asemeja al modo en que es posible movilizar una alfombra ubicada sobre el suelo. Puede hacérselo desde uno de sus extremos, pero ello obliga a ejercer cierta fuerza. Si, en cambio, se fabrica una arruga en la alfombra, es posible ir corriendo con pequeño esfuerzo su ubicación relativa hasta que llegue al borde. De esa manera se habrá logrado correr la alfombra con menos fuerza de la que era necesaria con el otro mecanismo.

Si bien esas dislocaciones pueden ser nocivas en términos de resistencia máxima que puede tener un material metálico, por otra parte, su movilización favorece la deformación permanente, es decir que hace al metal dúctil y maleable. Ello permite deformarlo para obtener cuerpos mediante el forjado.

Modificación de las propiedades mecánicas

Existen distintas maneras de modificar las propiedades mecánicas de los materiales metálicos. Por empezar, si los defectos, como las dislocaciones, son los responsables de que ellas no sean tan altas como teóricamente es posible, puede lograrse mejorar la estructura metálica eliminándolos. Esto se puede realizar en condiciones muy controladas de solidificación y así se han obtenido cristales perfectos de algunos metales denominados *whiskers*. Algunos de ellos se han empleado como refuerzo incluidos en otras estructuras metálicas y orgánicas.

Como en el aspecto práctico no resulta fácil evitar la presencia de defectos en la estructura, es más sencillo tratar de evitar o dificultar su movilización. Volviendo al ejemplo de la movilización de la alfombra, si cuando se está trasladando la arruga aparece un mueble sobre la alfombra, el proceso se complica, puesto que se hace necesario que la arruga supere ese obstáculo.

La dislocación puede moverse gracias a la regularidad del reticulado espacial. Si, durante su traslado, se encuentra con una discontinuidad en el reticulado, su movimiento se verá detenido o dificultado. Un material metálico en el que se logre interponer una traba al movimiento de las dislocaciones tendrá valores más elevados para ciertas propiedades mecánicas.

En un material policristalino, el movimiento de las dislocaciones es detenido por el espacio intergranular, ya que la regularidad del reticulado se pierde. De esta manera, las dislocaciones se acumulan en este nivel y si

se continúa con la acción de la carga se produce una deformación total del grano cristalino y eventualmente la ruptura del material.

Cuanto menor sea el tamaño del grano cristalino, menor será el espacio donde pueden moverse las dislocaciones sin que se encuentren con el espacio intergranular que las trabe. A igual composición de un metal o aleación, mayor resistencia tendrá cuanto menor sea el tamaño del grano cristalino.

El menor tamaño del grano resulta también ventajoso, porque de esta manera siempre existirá parte de la estructura en dirección favorable al esfuerzo. Cuando el grano es grande puede existir mucho metal orientado en forma desfavorable y facilitar la ruptura o la deformación excesiva. Como ya se dijo, esto se debe a que las estructuras cristalinas no reaccionan de igual modo si se varía la orientación del agente físico que actúa sobre ellas: son anisótropas.

El desorden existente en el espacio intergranular posibilita un comportamiento no totalmente elástico (acorde con la ley de Hooke) en los metales. Esto significa que, en determinadas circunstancias, es posible detectar un comportamiento viscoelástico.

Cuando los metales son sometidos a tensiones durante lapsos prolongados puede detectarse deformación permanente aunque el valor de esa tensión sea inferior al límite proporcional, o sea que se produce *creep*. Éste es tanto mayor cuanto menor es el tamaño de grano cristalino de la estructura metálica ya que, a igual volumen, existirá mayor cantidad de zona desordenada (espacio intergranular).

El *creep* en los metales es notorio a temperaturas elevadas (más de las tres cuartas partes de su temperatura de fusión en grados absolutos), por ello se debe considerar el comportamiento viscoelástico cuando se trabaja con metales a esas temperaturas.

Endurecimiento por deformación en frío

Como resultado de la deformación de grano cristalino producida por la acción de la carga, se produce una distorsión del reticulado espacial. Ello hace necesario aplicar tensiones cada vez mayores para producir una deformación permanente puesto que las dislocaciones encuentran cada vez más dificultad para moverse.

Después de sometido a un tratamiento de este tipo, un metal o aleación adquiere valores de dureza, resistencia y límite proporcional más elevados que los que poseía originalmente (el valor para el módulo de elasticidad no se altera, ya que éste se calcula con tensiones que no producen deformación permanente, es decir, que no llegan a movilizar las dislocaciones). Un tratamiento de este tipo se conoce con el nombre de endurecimiento por deformación en frío. Esta denominación hace referencia a la dureza como indicativa de las propiedades mecánicas y a la temperatura a la que se lleva a cabo la deformación.

Si se continúa con estas deformaciones en frío, la estructura termina fracturándose, porque las dislocaciones concentradas forman una rajadu-

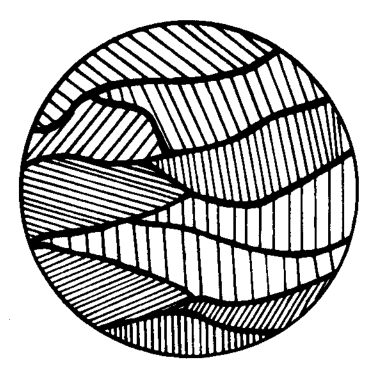


Fig. 4-20. Granos cristalinos en un metal labrado.

ra que se propaga a través del material. Éste es el mecanismo que permite fracturar un metal (p. ej., alambre), doblándolo y desdoblándolo repetidas veces. Después de producido todo el movimiento de dislocaciones posibles, se produce la rajadura que trae la solución de continuidad de la estructura.

Metal labrado

Se denomina labrado al metal o aleación metálica que ha sido sometido a un intenso tratamiento de deformación en frío. Los alambres como los empleados para confeccionar resortes son ejemplo de metal labrado. Se obtienen a partir de una aleación o metal fundido y volcado en un molde (colada) para obtener un lingote, que luego es deformado por tracción.

Esto produce una distorsión marcada de la estructura microscópica. La apariencia de los granos es como la que se muestra en la figura 4-20. Una estructura de este tipo hace que el alambre tenga mayor dureza, resistencia

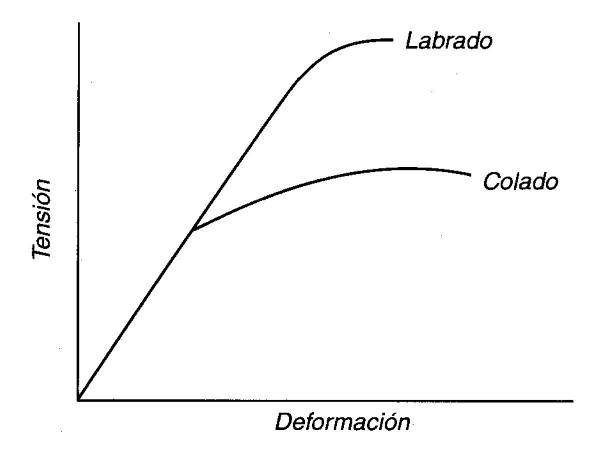


Fig. 4-21. Gráficos tensión/deformación en un material metálico obtenido por colada y luego de labrado.

y límite proporcional que la aleación original (véase fig. 4-3). El más alto límite proporcional determina una mayor posibilidad de acumular en él energía recuperable (resiliencia), lo que hace a los alambres, como ya se indicó, útiles para la construcción de resortes.

Recocido, recristalización, crecimiento granular

Al pretender doblar un alambre para construir ese resorte se tropieza con una dificultad, puesto que al ser el límite proporcional más elevado, la porción de la curva tensión/deformación por encima de él es menor que en la aleación original (fig. 4-21). En otras palabras, el material es más frágil y el alargamiento que puede alcanzar sin fractura es menor. Para deformar el alambre sin fracturarlo es necesario producir un reordenamiento que permita nuevamente el movimiento de las dislocaciones sin fractura.

Al calentar el metal o aleación se obtiene un movimiento de átomos que tratan de lograr una ubicación más similar a la que tenían antes de ser sometidos a la deformación en frío. Como resultado de ese procedimiento de calentamiento, que se conoce con el nombre de *recocido* o *liberación de tensiones*, es posible deformar el alambre sin fracturarlo.

Hay que tener presente que esa nueva deformación produce un nuevo endurecimiento y vuelve a hacer frágil al alambre. Es necesario, por ello, repetir la operación de recocido y deformación hasta darle al alambre la forma buscada.

Por medio del recocido es posible reordenar en parte los átomos del metal labrado para permitir su ulterior deformación, pero sin que la estructura granular se altere. Después del recocido, el metal sigue con la estructura de la figura 4-20.

Si la temperatura a la que se pretende hacer el recocido es muy elevada o si se la mantiene demasiado tiempo, el movimiento atómico es tal que se obtienen nuevamente granos similares a los del metal original (colado). Esta *recristalización* hace que el metal o aleación (p. ej., alambre) pierda su condición de labrado (estructura de la fig. 4-20) y, por lo tanto, pierda sus cualidades de mayor dureza, límite proporcional, resiliencia y resistencia.

Por esta razón, nunca debe calentarse un alambre de manera tal que se produzca una recristalización, ya que su utilidad se perdería. Ello puede suceder si se es descuidado al hacer el recocido o al soldar un alambre sin control de la temperatura. La temperatura a la que se produce la recristalización depende fundamentalmente de la de fusión del metal o aleación. Cuanto más alta, mayor será aquella a la que se produce la recristalización y, por ello, se busca que los alambres por soldar sean de alta temperatura de fusión.

Los metales de baja fusión (estaño, plomo) tienen temperaturas de recristalización inferiores a la temperatura ambiente y por eso no se endurecen por deformación en frío. Se recristalizan al mismo tiempo que se los deforma. Lo mismo sucede si se trabaja un metal de alta fusión en caliente. El herrero no martilla sus herraduras en frío, sino que lo hace después de haberles elevado la temperatura. Así las deforma sin fracturarlas.

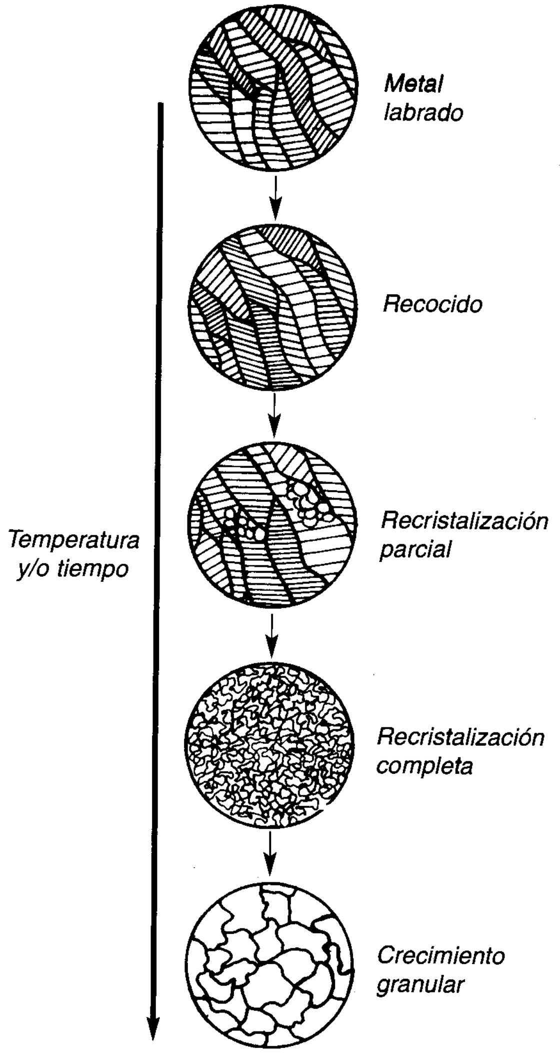


Fig. 4-22. Acción del tiempo y la temperatura sobre una estructura metálica labrada (esquemático).

Si la temperatura es aún mayor o se la mantiene más tiempo, no sólo se produce recristalización sino que, debido a la facilidad con que se movilizan los átomos, se produce una convergencia de granos para formar otros más grandes. Las propiedades mecánicas disminuyen aún más por las razones descritas al analizar la relación entre ellas y el tamaño del grano.

Es interesante notar que recocido, recristalización y crecimiento granular no son más que etapas distintas de un mismo proceso, esquematizado en la figura 4-22. A medida que se producen esas etapas, las propiedades mecánicas (p. ej., resistencia y dureza) disminuyen progresivamente, como se muestra en la figura 4-23.

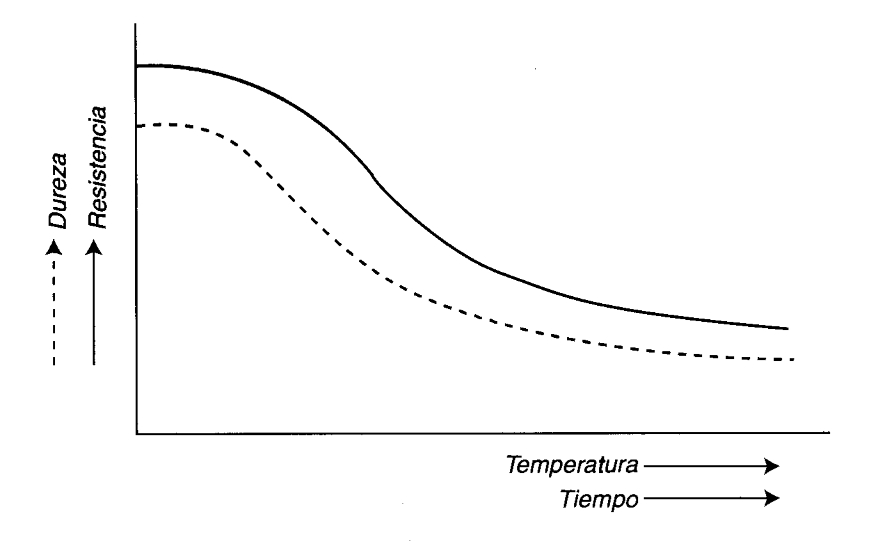


Fig. 4-23. Efecto de la temperatura y/o el tiempo sobre las propiedades mecánicas de una estructura metálica labrada.

Propiedades mecánicas y endurecimiento en las aleaciones

Como ya se dijo, las propiedades mecánicas de un metal pueden ser mejoradas si se impide o dificulta el movimiento de los átomos y el de las dislocaciones presentes en su reticulado espacial. Cuando se mezclan elementos para constituir las aleaciones de una sola fase, se obtienen reticulados espaciales siempre algo deformados, ya que los átomos de dos elementos nunca son absolutamente iguales en tamaño.

Al igual que con la conductividad térmica y eléctrica ya analizadas, las propiedades mecánicas varían en los granos cristalinos de los diferentes tipos de fases metálicas. La regularidad del reticulado de un metal puro hace que en él sea fácil movilizar los átomos (o iones) tanto dentro del rango elástico como dentro del plástico. Esto hace que en esa fase se encuentren los valores menores de módulo de elasticidad (menor rigidez) y dureza y los más elevados de ductilidad y maleabilidad.

En el otro extremo, en las fases de compuestos intermetálicos, la posición fija de los iones hace más difícil movilizarlos. En ellas se encuentran los valores más elevados de rigidez y dureza y la mayor fragilidad, por lo que son útiles en la confección de instrumentos cortantes, como las fresas utilizadas en tornería y en odontología.

Como es de esperar, los valores para las soluciones sólidas tienden a ubicarse en la zona intermedia entre las de las otras fases y, en los eutécticos, la situación estará relacionada con las fases presentes, aunque en general tienden a ser bastante frágiles debido a la estructura de granos muy pequeños de cada una de las fases constitutivas del eutéctico.

En las aleaciones de una fase como las soluciones sólidas es posible dificultar aún más el movimiento de dislocaciones incorporando a su estructura una fase de reticulado espacial distinto. Esto produce una traba del movimiento de las dislocaciones en ese nivel, con lo que las propiedades mecánicas se ven aumentadas.

Hay aleaciones dentro de algunos sistemas que permiten producir la presencia o no de esa fase "extraña" según el régimen de calentamiento o enfriamiento a que sean sometidas. En esto se basan los *tratamientos térmicos.*

Si en virtud de ese tratamiento se logra la formación de una estructura en la que las dislocaciones no puedan movilizarse, la aleación será dura y frágil. En el caso contrario, será blanda y dúctil. Se podrá hacer entonces tratamientos *térmicos endurecedores* o *ablandadores*, respectivamente. Los primeros aumentan la dureza, el límite proporcional y la resistencia y disminuyen el alargamiento, y los segundos hacen lo contrario. El módulo de elasticidad en ningún caso se modifica ya que sus valores no están determinados por la posibilidad de movimiento de dislocaciones (corresponden a deformaciones elásticas y no permanentes).

Tratamiento térmico por precipitación de una fase

Este tipo de tratamiento puede hacerse en las aleaciones de elementos parcialmente solubles en estado sólido y en los cuales esa solubilidad disminuye en función de la temperatura. Ya se analizó el caso de las aleaciones del sistema plata-cobre, donde ese fenómeno se produce. Una aleación con 3% de plata y 97% de cobre está compuesta por una solución sólida beta a 800 °C. El posterior enfriamiento produce la aparición de una fase adicional, la solución sólida alfa. Esto ocurre porque la plata es menos soluble en el cobre a medida que la temperatura disminuye y se precipita como alfa.

Sin embargo, la formación de esa nueva fase o precipitado no es tan fácil de producir en una aleación en estado sólido. Ello es posible tan sólo en condiciones de equilibrio y esto se obtiene si el régimen de enfriamiento es lento.

Si la aleación se enfría bruscamente (p. ej., por inmersión en agua) desde una temperatura superior a la de formación del precipitado (p. ej., 800 °C en el ejemplo de la aleación con 97% de cobre y 3% de plata), éste no se forma y la aleación conserva hasta el nivel de temperatura ambiente su estructura de una sola fase. En esas condiciones, la aleación será blanda porque hay poca dificultad para el movimiento de dislocaciones.

Si luego se desea mejorar las propiedades, se podrá lograrlo elevando la temperatura de aleación para que el movimiento atómico aumentado permita la aparición del precipitado. Esto se consigue sin necesidad de fundir la aleación, ya que la precipitación se produce, como se dijo, por debajo de las temperaturas de solidus. Se cree que algunas aleaciones de uso en odontología se endurecen al ser tratadas térmicamente por un mecanismo de precipitación como el descrito.

Tratamiento térmico de las aleaciones de oro y cobre

Ya se analizó el diagrama de equilibrio del sistema cobre-oro. Algunas aleaciones de este sistema son capaces de formar superreticulados al ser enfriadas. Uno de ellos, el que forma las aleaciones que contienen entre 64% y 88% de oro, tiene un reticulado espacial distinto del de la solución sólida oro-cobre. La aparición, dentro de esta solución sólida de una cantidad de este superreticulado dificulta el movimiento de dislocaciones y mejora las propiedades mecánicas de la aleación.

Tan sólo las aleaciones de oro y cobre, que son capaces de formar ese superreticulado, pueden ser endurecidas. Todas las demás no, por este mecanismo, ya sea porque no lo forman (menos del 39% o más del 88% de oro) o porque desarrollan el superreticulado $AuCu_3$, que tiene un reticulado espacial igual al de la solución sólida y no es capaz, por lo tanto, de dificultar el movimiento de dislocaciones.

La aparición del superreticulado AuCu (fase delta) sólo se produce en condiciones de equilibrio, es decir, si el enfriamiento se hace lo suficientemente lento para dar lugar a la transformación.

Si una aleación capaz de formarlo se enfría bruscamente desde una temperatura a la cual sea solución sólida (p. ej., 700 °C) se evitará la formación del superreticulado y se mantendrá la estructura de solución sólida a temperatura ambiente. En esas condiciones, la aleación será relativamente blanda y dúctil.

Si luego se desea endurecerla, se la calentará nuevamente, pero sin fundirla, a una temperatura superior a la de aparición del superreticulado y se la dejará enfriar lentamente. Como se desprende de la observación del diagrama de equilibrio del sistema (véase fig. 4-16), la máxima temperatura a la que existe el superreticulado es de 424 °C para una composición 75,5% de oro y 24,5% de cobre. Es costumbre, entonces, calentar estas aleaciones a 700 °C para asegurarse de que la aleación esté en una zona de solución sólida y a partir de allí dejarla enfriar lentamente.

Otra manera de lograr el endurecimiento por tratamiento térmico es calentar la aleación a una temperatura elevada, pero dentro de la zona de formación del superreticulado delta (p. ej., 350 °C) y mantenerla a esa temperatura el tiempo suficiente (15 a 30 minutos) para lograr su aparición.

Es importante recordar que tan sólo las aleaciones con un porcentaje de oro comprendido entre 64% y 88% con respecto a la cantidad total de oro y cobre son pasibles de tratamiento térmico por el mecanismo descrito, ya que son las únicas capaces de formar el superreticulado AuCu.

Tratamiento térmico de los aceros

El endurecimiento de las aleaciones denominadas aceros se hace en virtud de un mecanismo distinto de los descritos. Recuérdense las transformaciones que experimenta la solución sólida austenita al enfriarse. Esa transformación de una fase en dos (reacción eutectoide) sólo puede hacerse en condiciones de equilibrio. Si éste no se produce en virtud de un en-

friamiento muy veloz, no se da tiempo a que el carbono salga de la solución en forma de cementita.

A temperatura ambiente habrá en ese caso una sola fase, llamada *martensita*, pero conteniendo más carbono del que puede ubicarse en el reticulado espacial cúbico a cuerpo centrado del hierro. Ese exceso de carbono, para ubicarse, tiene forzosamente que deformar por completo el reticulado. En éste, las dislocaciones no pueden moverse, por lo que es muy difícil la deformación y entonces el acero se hace duro y frágil.

Para endurecer el acero, por lo tanto, debe enfriárselo bruscamente desde una temperatura a la que exista austenita, de manera tal de transformarla en martensita. Nótese que el procedimiento técnico es inverso al descrito para los otros tipos de aleaciones.

Debido a que la martensita es exageradamente frágil, es frecuente realizar con posterioridad a su formación un nuevo tratamiento térmico de calentamiento que permite que parte de ella desaparezca, lo que da cierta tenacidad al acero. Este tratamiento térmico se conoce con el nombre de *templado* del acero.

Cuando se emplean aceros especiales con otros elementos aparte del hierro y el carbono incorporados en su composición, la forma del diagrama de equilibrio y, por ende, las condiciones en que se hace el tratamiento térmico cambian. Por ello no es aconsejable tratar térmicamente ese tipo de aleaciones a menos que se disponga de instrucciones precisas provistas por quien preparó y estudió ese acero en particular.

Propiedades químicas de los materiales metálicos

En el diseño de una estructura con materiales metálicos no se deben tener en cuenta sólo sus propiedades mecánicas para su selección. Se debe considerar también que una estructura metálica puede fallar por acción del ambiente donde está ubicada. Éste puede actuar química o electroquímicamente produciendo daños a esa estructura.

Un tipo de daño químico que puede observarse en los metales es la formación de óxido en su superficie cuando están en un medio que contiene oxígeno; de nuevo, esto ocurre porque el óxido constituye una forma de menor energía. Analizado electroquímicamente, oxidación es pérdida de electrones por parte del átomo metálico. Las posibilidades de oxidación dependen de la facilidad con que el átomo metálico pueda perder electrones. Metales alcalinos como el sodio, el potasio y el calcio pierden electrones con facilidad y se oxidan. Los metales como el oro y los del grupo del platino (platino, paladio, iridio, rodio, osmio y rutenio) mantienen muy firmemente sus electrones y por ello es difícil que formen óxidos; son *metales nobles.*

La generación de esta capa de óxido, que en algunos casos como el del titanio es apreciable a simple vista, implica la adición de átomos de oxígeno y, por lo tanto, en la mayoría de los casos, ganancia de masa.

Si el óxido generado es muy estable y la película que forma es uniforme y está adherida a la superficie del metal, existe un momento en que se dificulta la difusión de iones y el proceso se detiene. Así, la capa de óxido actúa como barrera que evita que continúe la oxidación y, además, dada su estabilidad química, protege al metal del ataque de medios corrosivos.

Algunos metales (cuadro 4-1) tienen la capacidad de formar este tipo de óxido protector, es decir, de *pasivarse;* entre ellos son tres los más notorios: el cromo, el titanio y el aluminio.

Corrosión en los materiales metálicos

Más importante que la simple oxidación, si se considera la estabilidad y duración de una estructura metálica, es el proceso de *corrosión,* que implica pérdida de masa. Puede decirse que lo que lleva a un bloque de azúcar a solubilizarse en agua es un proceso de corrosión, pero en los metales no se observa sólo así el fenómeno, sino que se produce la llamada corrosión electroquímica o galvánica cuando están sumergidos en un medio líquido o aún más en un electrólito como la saliva.

Este tipo de corrosión representa una combinación de mecanismos de oxidación y de solubilización. Cuando el metal está sumergido en agua, generalmente, el oxígeno en solución provoca la liberación de electrones, lo que deja al metal con carga positiva; en ese momento, algunos de sus átomos pueden entrar en solución como iones con la consiguiente pérdida de masa. Este proceso continúa hasta alcanzarse el equilibrio en el sistema.

Pero los electrones que han quedado en libertad pueden combinarse con cationes. En el caso de inmersión en agua, pueden hacerlo con iones hidrógeno (recuérdese que en el agua existe una cantidad de iones por la disociación $H_2O = H^+ + OH^-$) formando gas que se libera y reanudándose a continuación el proceso cuando los iones del metal reaccionan con los aniones.

***Cuadro 4-1.** Algunos metales ordenados según su potencial de electrodo*

Litio	Anódico
Potasio	
Calcio	
Sodio	
Magnesio	
Aluminio	
Cinc	
Cromo	
Hierro	
Níquel	
Estaño	
Plomo	
Hidrógeno	Referencia
Cobre	
Plata	
Platino	
Oro	Catódico

Este proceso será lento en agua debido a que hay pocos iones hidrógeno, pero en soluciones ácidas (pH bajo y gran concentración de iones hidrógeno) se acelera la corrosión. Recuérdese el ensayo de obtención de gas hidrógeno a partir del ataque del cinc con un ácido (aparato de Kipp). Se aprovecha en esta experiencia la corrosión del cinc por parte de la solución ácida.

Al igual que en la simple oxidación, la velocidad de corrosión depende de la facilidad con que el metal pierde electrones (y del tipo de líquido en que esté sumergido, como ya se analizó). Como la producción de iones y electrones en una solución crea un potencial eléctrico, es posible comparar la diferencia de potencial que se genera entre un determinado metal y uno de referencia cuando están sumergidos en una solución y se los conecta formando un circuito. El que tiene mayor potencial de electrodo suministra electrones al circuito, lo que equivale a decir que éste actúa como ánodo, mientras que el otro lo hace como cátodo.

Como referencia, normalmente se usa el hidrógeno y sobre esa base se pueden ordenar los distintos metales según tengan mayor o menor potencial de electrodo. En el cuadro 4-1 hay una lista de metales ordenados de acuerdo con esas consideraciones. Los primeros en la lista son los que más fácilmente entran en solución y los últimos (nobles), los que menos potencial de electrodo tienen.

Corrosión galvánica

Cuando dos metales distintos, en contacto o conectados externamente, están sumergidos en una misma solución, el que tenga mayor potencial, o sea el que esté ubicado más arriba en el cuadro 4-1, se comporta como ánodo y por ello entra en solución; se dice que este metal experimenta una corrosión electrolítica o galvánica por formación de una celda galvánica (este proceso es el utilizado en los acumuladores con el fin de obtener electricidad). Así como el ánodo se corroe a mayor velocidad, el metal que actúa como cátodo puede cubrirse con productos de reacción con aniones y pigmentarse.

Las celdas galvánicas no sólo se producen entre metales en solución y en contacto, directo o por medio de un circuito. Lo mismo sucede con las aleaciones, y a ellas también es posible ordenarlas según el potencial de electrodo.

Dentro de una misma aleación con más de una fase puede formarse una celda galvánica. En las aleaciones eutécticas, una de las fases es siempre anódica con respecto a la otra y, por este motivo, éstas son las del tipo que más fácilmente se corroen. Incluso en una solución sólida en la que el enfriamiento no se produjo en equilibrio puede haber zonas con distinta concentración de componentes que, en un medio líquido, generan la formación de celdas galvánicas y entran en corrosión.

Se pueden formar también celdas cuando una parte metálica está en una posición que hace que el líquido donde permanece sumergida tenga distinta concentración en diferentes zonas. También las zonas con rajaduras o no pulidas pueden generar la formación de celdas galvánicas. En este caso, también denominado *corrosión de hendiduras*, la zona superficial actúa como cátodo y el interior de la hendidura o grieta libera iones metálicos constituyendo un área anódica.

Todos los conceptos analizados deben ser tenidos en cuenta cuando se emplean materiales metálicos en medios agresivos, como lo es el bucal. Los procesos de corrosión adquieren importancia no sólo por el deterioro que producen en la superficie del metal, sino también porque la liberación de iones metálicos puede conducir a reacciones de toxicidad al incorporarse al organismo. Por eso debe evitarse el empleo en esas circunstancias de metales no nobles, o sea con alto potencial de electrodo que no sean capaces de pasivarse.

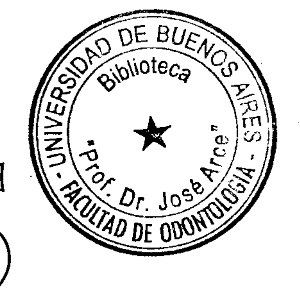
Hay que evitar también las aleaciones con más de una fase y la formación de celdas dentro de una aleación por falta de homogeneidad o por contaminación. Es preciso tener cuidado, además, de no dejar superficies metálicas sin pulir, ya que ellas pueden constituir celdas galvánicas.

Existen algunos mecanismos para minimizar los efectos de la corrosión galvánica, como el de incorporar al sistema un metal que actúa como ánodo y que es periódicamente reemplazado o el recubrimiento de la superficie metálica con capas cerámicas u orgánicas que, por no tener electrones disponibles, no se corroen electroquímicamente, y se emplean también como medios para evitar daños en las partes metálicas. Esto sucede no sólo en odontología sino también en otros campos de aplicación de los metales; por ejemplo, en los cascos de los barcos es habitual encontrar adheridos lingotes de cinc que actúan cómo ánodos y se reemplazan periódicamente para proteger el resto de la estructura.

En resumen, cuando se utilizan materiales metálicos deben aplicarse los conocimientos relacionados con su estructura para obtener el máximo rendimiento en lo que se refiere a sus propiedades físicas y mecánicas, y también los conocimientos relacionados con la manera de reaccionar en el medio en el que van a actuar, para que el resultado buscado no se vea comprometido ni a corto ni a largo plazo.

Ejercitaciones

- Mediante cálculos matemáticos sobre la base de la masa de los átomos y la estructura cristalina se puede determinar que la densidad del cobre es de 8,98 g/mL. Cuando se valora esa propiedad experimentalmente, el valor habitual es de 8,96 g/mL. Explique las razones que justifican la diferencia observada.
- Describa las características de las fases presentes en la estructura de un metal puro, una solución sólida y una aleación eutéctica.
- Indique las características de la estructura de un compuesto intermetálico que determinan el alto módulo elástico y la fragilidad que lo caracterizan y diferencian, en sus propiedades, de las soluciones sólidas.
- Describa y justifique las diferencias en propiedades que se encuentran entre una estructura metálica colada y una labrada de igual composición.
- Analice el fundamento en el que se basan los tratamientos térmicos ablandadores y endurecedores de las aleaciones metálicas.



5 Materiales orgánicos

En el capítulo 1 se mencionó que los materiales orgánicos están constituidos por moléculas y éstas, a su vez, formadas especialmente por átomos del tipo de los estudiados por la química orgánica. Es decir que en los materiales orgánicos predominan el carbono y el hidrógeno acompañados por el oxígeno, el nitrógeno y otros átomos en menor proporción, aunque en algunos el componente es el silicio. Esos átomos son los que, combinados para formar moléculas, constituyen en definitiva al material orgánico que, si la atracción entre las moléculas es suficiente para asegurar una posición estable de cada una con respecto a las vecinas, se presentará en estado sólido. Las fuerzas de atracción capaces de producirse entre moléculas se deben a la formación de los dipolos, que pueden ser de tipo fluctuante o permanente y son ellas, en sus distintas configuraciones, las que pueden hacer sólido a un material orgánico.

Como esas fuerzas de van der Waals, en comparación con las uniones denominadas primarias presentes en otros tipos de materiales, son fuerzas débiles, puede inferirse que los materiales orgánicos son en general más fáciles de fundir o ablandar y tienen propiedades mecánicas tales como resistencia y rigidez con valores inferiores a los encontrados en los metálicos y los cerámicos.

Sin embargo, dentro de esas características mecánicas generales es posible encontrar grupos diferenciados. Cuando se consideran las características generales en condiciones ambientales, fundamentalmente de temperatura, es usual reconocer tres grupos de materiales orgánicos: los *plásticos*, las *resinas* y los *elastómeros*. Un material orgánico es considerado un plástico cuando en esas condiciones es fácilmente deformable e incluso moldeable. Las resinas, en cambio, son más rígidas y con tendencia a un comportamiento frágil. Los elastómeros, por último, permiten una deformación relativamente grande sin perder un comportamiento significativamente elástico (sin deformación permanente).

$CH_3 — (CH_2)_{15} — CH_3$ (a)

$CH_3 — (CH_2)_{30} — CH_3$ (b)

$C_{15}H_{31} — COO — C_{30}H_{61}$ (c)

Fig. 5-1. Fórmulas químicas de moléculas encontradas en materiales orgánicos naturales.

Debe tenerse en cuenta que esta clasificación está realizada sobre la base de un comportamiento general y que los límites entre uno y otro no son definidos o netos. Además, hay que recordar que se considera en ella el comportamiento a temperatura ambiente y que sus cambios lo modifican significativamente. Así, por ejemplo, una goma (como la que constituye la base de un neumático para un automotor u otro vehículo) es un elastómero. Sin embargo, si se la sumerge en nitrógeno líquido puede observarse, al retirarla, que se ha convertido en un material rígido y frágil. Si se lo deja caer, se fractura como lo hace un vidrio pero los trozos vuelven a su comportamiento elástico una vez que recuperan la temperatura normal del ambiente.

Materiales orgánicos naturales

Los materiales orgánicos de más antiguo uso son aquellos que se encuentran directamente en la naturaleza. La madera, las resinas, las ceras, son ejemplos de materiales obtenidos a partir de vegetales o de animales existentes en la naturaleza y que sólo necesitan del proceso industrial para lograr productos más perfeccionados y adecuados a diferentes necesidades. Los distintos materiales orgánicos naturales pueden presentar propiedades variadas de acuerdo con su constitución. Así, por ejemplo, hay ceras de diversos tipos, según su obtención (de plantas, insectos, minerales, etc.), y ello hace que su composición química sea distinta. Las fórmulas de la figura 5-1 corresponden a moléculas encontradas con frecuencia en materiales constituyentes de ceras de uso en odontología.

De lo mencionado al hablar de generalidades de los materiales, es fácil deducir qué diferencias de propiedades existirán entre los materiales que se conformen a partir de esas tres moléculas. El de la fórmula (c) es el más difícil de ablandar o fundir (ambos tratamientos requerirán más temperatura) y es el que a una determinada temperatura exhibe valores más elevados de resistencia mecánica y rigidez. Esto se debe a que la molécula (c) corresponde a un éster y en ella la presencia de oxígeno (dos átomos en el grupo carboxilo) con su mayor cantidad de electrones la hace asimétrica, con lo cual en un extremo habrá más electrones que en el otro, lo que determina un extremo más negativo que el otro, lo que constituye un dipolo permanente. Las moléculas (a) y (b), en cambio, son similares en toda su extensión: son simétricas, con lo cual la distribución electrónica es similar en ambos extremos. De esta manera, y a fin de mantener la estabilidad de la molécula y del material que se forme a partir de ellas, los electrones se ubicarán en un momento en un extremo y a continuación en el otro, dando lugar a lo que se conoce como dipolo instantáneo, ya que sólo por instantes un extremo de la molécula será "más positivo" que el otro en forma alternada. Sólo pueden, entonces, formar dipolos de tipo fluctuante, que desarrollan una energía de atracción entre sí inferior a la del dipolo permanente de la molécula (c). Los materiales con (a) y (b) son, por esta razón, más fáciles de fundir y ablandar y más débiles mecánicamente que el de molécula (c). Si bien tanto el material de la fórmula (a) como el de la fórmula (b) pueden estar en estado sólido por la atracción producida por dipolos fluctuantes, también es fácil deducir que en el de la molécula (b) los dipolos fluctuantes producen mayor atracción que en la (a). En efecto, la energía de esos dipolos está dada por la cantidad de átomos que contribuyen a formarlos y en la molécula (a) hay 17 carbonos mientras que en la (b) hay 32. El material con (b), entonces, si bien más débil y fácil de ablandar que el (c), es más resistente y de mayor temperatura de ablandamiento que el (a). Como puede verse, es posible disponer de materiales orgánicos, como las ceras, de distintos tipos seleccionando aquellos que tengan el tipo de moléculas que brinden las características y las propiedades deseadas. Además, es posible modificar aún más esas propiedades y características actuando de otra manera sobre las uniones químicas secundarias que atraen a molécula con molécula en una cera. Si se incorpora al material una sustancia que impida o dificulte la atracción entre dipolos se logra disminuir las propiedades mecánicas y la temperatura de ablandamiento. Esas sustancias que se interponen entre las moléculas para dificultar su atracción y logran el efecto descrito se denominan *plastificantes*.

Sobre la base del empleo de ceras constituidas por distintos tipos de moléculas y el uso de plastificantes o no es que se fabrican ceras "duras", casi indeformables a temperatura ambiente y frágiles (se fracturan al pretender deformarlas), otras más fáciles de doblar a temperatura ambiente y otras que a esa misma temperatura son absolutamente moldeables con presión manual.

Materiales orgánicos sintéticos. Polímeros

Los materiales orgánicos naturales, como las ceras, han sido y son de gran utilidad, incluso en la odontología actual. Sin embargo, lo que ha ampliado el campo de acción de los materiales orgánicos en magnitud insospechada hasta no hace muchos años es el desarrollo de productos artificiales de este tipo. Se denominan materiales orgánicos artificiales o sintéticos, los que, teniendo las características básicas de los materiales orgánicos, se obtienen a partir de moléculas sintetizadas o conformadas en un laboratorio o industria y no mediante el procesado de productos naturales. Por lo habitual, estos materiales orgánicos provienen de moléculas orgánicas de pequeño tamaño, es decir de bajo peso molecular. Debido a esta última característica, la posibilidad de atracción entre ellas es limitada. La fuerza de los dipolos formados no es suficiente para dar lugar a un sólido y constituyen, por lo

M M M M

M M M M

M M M M

a

M – M – M – M

M – M – M – M

M – M – M – M

b

Fig. 5-2. Esquema de moléculas en estado de monómero (**a**) y de polímero (**b**).

tanto, un gas o un líquido. Es posible, sin embargo, lograr que varias de esas moléculas se liguen por medio de uniones primarias covalentes. De esta manera, la materia deja de estar constituida por moléculas pequeñas y comienza a estar formada por moléculas grandes o macromoléculas, resultado de la unión de varias moléculas pequeñas. En este segundo estado, la energía de atracción de los dipolos resultantes será mayor y por ello es posible, entonces, que el gas o el líquido se transforme en un sólido o material orgánico sintético.

Recapitulando, un material orgánico sintético se puede obtener a partir de moléculas pequeñas que se denominan comúnmente *monómeros* (significa que tienen una parte). Por algún mecanismo se logra unir varias de esas moléculas para formar otras más grandes, denominadas *polímeros* (significa que tienen muchas partes). El proceso, que se conoce con el nombre de *polimerización*, se esquematiza en la figura 5-2 y como resultado de él la materia líquida o gaseosa se transforma en material sólido.

Un *polímero* es una molécula de gran tamaño (o macromolécula) y muchas de ellas forman un material orgánico. Sin embargo, es frecuente denominar polímero al material orgánico final. Por este motivo, muchas veces se utiliza la palabra polímero como sinónimo de material orgánico, especialmente en el caso de los sintéticos. El sólido orgánico resultante será tanto más "sólido", es decir, tendrá tanto más elevadas propiedades, por ejemplo, mecánicas, cuanto mayor sea el número de moléculas que se hayan unido para formar cada molécula de polímero, es decir, cuanto mayor sea el peso molecular de cada polímero, ya que así se logrará mayor atracción por fuerza de dipolo entre ellas. Si se desea, entonces, un material de elevadas propiedades mecánicas, es necesario lograr un alto *grado de polimerización*. Se denomina así a un número que indica la cantidad de moléculas de monómero que se han unido para formar las del polímero. Así, por ejemplo, en el esquema de la figura 5-2 el grado de polimerización del polímero es cuatro, ya que son cuatro las moléculas de monómero que se han unido para formar cada molécula de polímero. En realidad, el ejemplo vale sólo para un esquema, pues en la práctica, para obtener materiales aceptables, es necesario lograr moléculas con un grado de polimerización de varios miles o decenas de miles de unidades.

También es teórico pensar que todas las moléculas o macromoléculas del polímero o material orgánico final tendrán exactamente el mismo grado de polimerización. Cuando se dice que un polímero tiene un grado de polimerización de, por ejemplo, 12.000, no se está afirmando que todas sus moléculas son el resultado de unir 12.000 monómeros, sino que habrá algunas formadas por 12.000 y otras por más o por menos de esa cifra. Lo que se indica es que el promedio del número de monómeros que constituyen las moléculas del polímero es 12.000 y a éste se lo considera el grado de polimerización del material para dar una idea de su constitución.

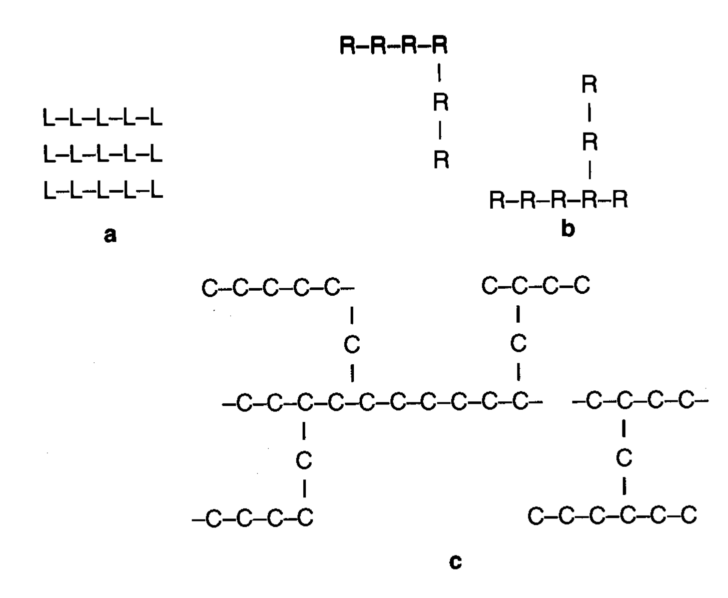


Fig. 5-3. Esquemas de materiales poliméricos con estructura espacial lineal (**a**), ramificada (**b**) y de cadenas cruzadas (**c**).

Estructura espacial de los polímeros

El proceso de polimerización puede describirse como el de formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones. Estos últimos son los monómeros y la cadena, la molécula de polímero. Si ese crecimiento se produce en una sola dirección, se tendrá como resultado un polímero denominado de estructura espacial *lineal*. En la figura 5-3a se esquematiza esa disposición espacial. Debe entenderse que ella es sólo un esquema y que es muy difícil que todas las cadenas o moléculas se orienten paralelas unas a otras. Si bien en condiciones muy controladas es posible conseguirlo y obtener polímeros o materiales orgánicos con cierto grado de cristalización, es más frecuente que la estructura lineal final que se logra tenga un aspecto desordenado. Se entiende por tal al que presentan macromoléculas o cadenas que no se orientan paralelas entre sí, sino enmarañadas y "enroscadas" una sobre otra. Esa estructura es parecida a la de los tallarines cuando están servidos en un plato. Resulta muy difícil que cada uno de ellos se ubique paralelo al otro, por lo que su distribución no sigue ningún patrón fijo, y si se piensa que cada uno de los tallarines en el plato representa una macromolécula, puede tenerse una idea de la estructura de un polímero lineal. Qui-

zá sea más correcto comparar la estructura con el aspecto que presentaría un conjunto de lombrices en un recipiente, ya que las moléculas tienen cierta capacidad para moverse, aunque en forma restringida según la temperatura a la que están sometidas. Mediante el empleo de moléculas adecuadas es posible conseguir que, al formarse el polímero, se produzca en algunas zonas un crecimiento lateral, de la misma manera en que crecen ramas a partir de un tronco principal. En la figura 5-3b se esquematiza esa estructura espacial, que se denomina *ramificada*.

Es también posible lograr que las cadenas de polímero puedan unirse transversalmente por medio de uniones primarias en algunas zonas. Al conseguir esto se forma una especie de enrejado en la estructura, que se llama *de cadenas cruzadas* y está esquematizada en la figura 5-3c. En una situación ideal, difícilmente alcanzable, sería posible entrelazar todas las macromoléculas que constituyen una porción de material y así el cuerpo con él confeccionado estaría constituido por una sola molécula gigante. Tal como seguramente se estará intuyendo, esas diferencias en la estructura espacial de un polímero se traducen en diferencias de propiedades. En la estructura lineal, cada macromolécula actúa independientemente de la otra, a no ser por la atracción por dipolo, es decir, por la unión secundaria, que se manifiesta entre ellas. Las cadenas son, por lo tanto, fácilmente movilizables una sobre la otra y el material será relativamente débil en cuanto a propiedades mecánicas. Al calentarlo es fácil vencer con energía térmica la energía de la unión secundaria y el material se ablanda con facilidad. Con esta estructura el material es un polímero o material orgánico *termoplástico*, o sea que se ablanda ante la acción de la temperatura. Por eso se los conoce, vulgarmente, con el nombre de *plásticos*, y seguramente alguna vez se habrá observado cómo, al dejar por descuido un objeto de "plástico" cerca del fuego o simplemente al sol, se produce su ablandamiento o termoplastificación. Esta característica se aprovecha en la industria y a veces en odontología para moldear el material. Cuando se quiere fabricar algo en "material plástico", o sea con un material orgánico sintético basado en un polímero de estructura lineal, se ablanda el producto por calor y se lo inyecta en un molde o matriz. Luego se lo deja enfriar y se obtiene el objeto buscado.

Cuando un material de estructura lineal es cristalizado (orientadas sus moléculas), la temperatura necesaria para lograr ese ablandamiento se eleva, ya que con esa configuración la atracción entre las macromoléculas es mayor. Los polímeros de estructura ramificada tienen estas mismas propiedades pero las "ramas" laterales dificultan el movimiento de cadena sobre cadena además de proveer a la formación de mayor número de dipolos y, por consiguiente, brindan más elevadas propiedades mecánicas y mayor dificultad para ablandarlos.

En la estructura de cadenas cruzadas, en cambio, el movimiento de una cadena sobre la otra se ve muy dificultado, ya que entre muchas de ellas se ve trabado por uniones primarias. El polímero así constituido tiende a ser más rígido y al mismo tiempo más frágil y no se ablanda por acción de la temperatura. Si se lo calienta mucho se quema pero no se ablanda. No son polímeros termoplásticos sino *termofijos*. Cuando se necesita resistencia a la

$$CH_3-(CH_2)_4-COOH + NH_2-(CH_2)_5-CH_3 \longrightarrow$$
$$H_2O + CH_3-(CH_2)_4-CO-NH-(CH_2)_5-CH_3$$

Fig. 5-4. Reacción de condensación entre el ácido hexanoico y la hexanoamina.

temperatura, como en el asa de un recipiente para cocinar, se usa un material como la baquelita, que es un polímero de cadenas cruzadas y por ello termofijo. Este material no se ablanda al cocinar pero se quema si entra en contacto directo con una llama de gas.

Mecanismos de polimerización

La reacción de transformación de monómeros en polímeros puede hacerse de varias maneras. Los mecanismos más utilizados en la fabricación y uso de materiales dentales son los de polimerización por condensación, por apertura de anillos y por adición o vinílica. En algunas clasificaciones se considera a los últimos dos como de polimerización por adición y se diferencia dentro de éste de los de polimerización vinílica y por apertura de anillos.

Polimerización por condensación

La polimerización por condensación se produce haciendo reaccionar moléculas, generalmente distintas, para lograr su unión. Como resultado de esa reacción no sólo se logra la unión sino también la formación de subproductos de bajo peso molecular (agua, amoníaco, etc.) que quedan al margen de la molécula de polímero. En la figura 5-4 se muestra cómo dos moléculas pueden reaccionar y lograrse su unión por condensación y la formación de un subproducto. En este caso, el ácido hexanoico se une a la hexanoamina y, colateralmente, se ha formado agua. Claro que así la posibilidad de reacción se ha agotado y sólo se ha formado un polímero muy pequeño, más exactamente un dímero (de dos partes).

Si se quiere algo utilizable como material se hace necesario formar un polímero más grande, de mayor grado de polimerización. Para ello, las moléculas deben tener por lo menos dos grupos reactivos. Así, por ejemplo, y tal como se muestra en la figura 5-5, si se utiliza el ácido hexanodioico (dos grupos ácidos) y la hexanodiamina (dos grupos reactivos amina), se pueden unir para formar un dímero. Pero el ácido queda con un grupo carboxilo libre para unirse a otra molécula de hexanodiamina y ésta queda con otro grupo amina libre para reaccionar con otra molécula de hexanodioico. Estas

$$n\,COOH-(CH_2)_4-COOH + n\,NH_2-(CH_2)_6-NH_2 \longrightarrow$$
$$-[CO-(CH_2)_4-CO-NH-(CH_2)_6-NH-CO-(CH_2)_4-CO-NH-$$
$$-(CH_2)_6-HH-]n\,] + n\,H_2O$$

Fig. 5-5. Formación de un polímero por condensación entre el ácido hexanodioico y la hexanodiamina.

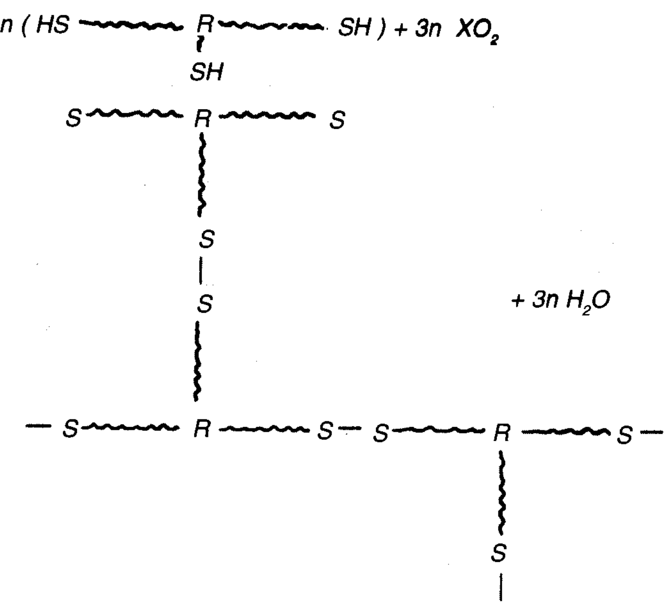


Fig. 5-6. Esquema de la formación por condensación de un polímero de cadenas cruzadas.

nuevas moléculas unidas a las dos originales quedan, a su vez, con grupos reactivos libres para unirse a otras moléculas y así el proceso continúa hasta obtenerse el polímero de "n" grado de polimerización que se muestra en la misma figura. Se habrá obtenido simultáneamente una molécula de agua cada vez que se produjo una unión. El polímero representado se conoce comercialmente con el nombre de *nylon 66* (los dos seis representan el número de átomos de carbono de cada molécula que interviene en la reacción) y es de cadenas lineales. Si en lugar de utilizar una molécula con dos grupos reactivos se usa una con tres o más, se pueden obtener uniones en varias direcciones del espacio y lograr polímeros de cadenas cruzadas. En la figura 5-6 se muestra una molécula con tres grupos SH (sulfhidrilo) que al reaccionar con un oxidante (representado esquemáticamente por XO_2) forman agua y un polímero de ese tipo.

Polimerización por apertura de anillos

Otro mecanismo que permite obtener polímeros y materiales orgánicos es la apertura de anillos. Dentro de esta última es común la que se produce en las moléculas de tipo epóxica, que poseen en su extremo un anillo conformado por el cierre de las ligaduras con las dos uniones disponibles del oxígeno. La formación del polímero se hace en este caso a partir de una molécula con dos radicales epóxicos (los terminales de la fórmula de la figura 5-7a) que se hacen reaccionar con una diamina (fig. 5-7b). La reacción permite lograr un polímero, puesto que ambas moléculas tienen dos grupos reactivos, de manera similar a como se logra la polimerización por condensación, pero no se forma ningún subproducto. El polímero se muestra en la

$$\underset{\textbf{a}}{CH_2(O)CH - R - CH(O)CH_2} + \underset{\textbf{b}}{NH_2CH_2 - R - CH_2NH_2} \longrightarrow$$

$$\underset{\textbf{c}}{-(CH_2 - CHOH - R - CHOH - CH_2 - NHCH_2 - R - CH_2NH)_n}$$

Fig. 5-7. Formación de un polímero epóxico por apertura de anillos.

figura 5-7c y es el que determina la formación de la comúnmente denominada resina epóxica con frecuencia utilizada como adhesivo en aplicaciones caseras e industriales.

Polimerización por adición o vinílica

Este tipo de polimerización se diferencia de la polimerización por condensación por el hecho de que, como resultado de ella, se obtiene el polímero y ningún tipo de subproducto, y de la polimerización por apertura de anillos en que no se parte de moléculas con dos grupos reactivos distintos que interactúan.

La polimerización por adición se da en las sustancias con moléculas no saturadas, entendiéndose por tales a aquellas con dobles ligaduras entre átomos de carbono, o sea, las que derivan de la química de los alquenos. La más sencilla de las moléculas no saturadas es la de eteno o etileno representada en la figura 5-8a. En un determinado volumen o cantidad de etileno existe una determinada cantidad de esas moléculas pequeñas y como sólo pueden atraerse entre sí por débiles dipolos fluctuantes (obsérvese la configuración simétrica de la molécula), la sustancia es un gas. Sólo puede transformársela en líquido a muy bajas temperaturas y/o a muy alta presión. Pero esa doble ligadura representa un estado de excesiva energía y la materia tiende a ordenarse en la forma más cómoda posible, para decir en términos comunes lo que en termodinámica sería el ordenamiento que menor canti-

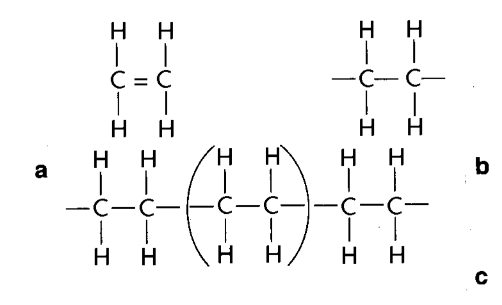


Fig. 5-8. Molécula de etileno (**a**); la misma molécula activada (**b**) y molécula de poli(etileno) (**c**).

dad de energía requiera. O sea que, si se les da la posibilidad, esas dobles ligaduras se abren con relativa facilidad y las moléculas "activadas" quedan con una valencia libre para cada átomo de carbono (fig. 5-8b). Como esa valencia libre no puede mantenerse en ese estado, se satura combinándose con la valencia libre que puede quedarle a otra molécula de etileno que ha experimentado el mismo proceso. Como resultado de la apertura de las dobles ligaduras se han unido moléculas de etileno entre sí por uniones primarias covalentes sin que se haya formado ningún subproducto. Se ha constituido un polímero por adición y éste es el del etileno o polietileno, ya que se acostumbra denominar a los polímeros obtenidos por adición anteponiendo el prefijo "poli" al nombre de la molécula del monómero (fig. 5-8c). El etileno polimerizado deja de ser gas y se transforma en sólido, pues entre moléculas más grandes la fuerza de los dipolos es mayor. Pero esos dipolos siguen siendo fluctuantes y las uniones entre cadenas, débiles. El polietileno es entonces un sólido, aunque fácilmente deformable. Seguramente el lector tuvo alguna vez en sus manos una hoja o una bolsa de polietileno y le habrá resultado sumamente fácil estirarlas o romperlas. La facilidad para lograr esto dependerá del grado de polimerización alcanzado en el polietileno (tamaño de las macromoléculas) y de su grado de cristalización (ordenamiento de las cadenas de macromoléculas).

Si se desea obtener polímeros de más elevadas propiedades mecánicas, será necesario lograr que entre las cadenas se generen fuerzas mayores, o sea, crear, por lo menos, dipolos permanentes. Esto se consigue empleando monómeros que pueden considerarse derivados del etileno, vale decir, moléculas en las que uno o más hidrógenos del etileno se han sustituido por otros átomos o radicales. En la figura 5-9 se muestran tres moléculas de ese tipo. Corresponden a las denominadas vinílicas (vinilo es el radical que queda al sacar un hidrógeno al etileno), aunque la tercera es más conocida como acrílica. Como todas tienen dobles ligaduras pueden polimerizar por adición, como lo hace el etileno, es decir, por apertura de la doble ligadura y saturación de las valencias libres de los átomos de carbono entre sí. Por tener distintos grupos laterales pueden dar lugar a la formación de dipolos permanentes además de dificultar la movilización de una cadena sobre otra y así confieren propiedades mecánicas de rigidez y resistencia más elevadas al material polimerizado.

Compárese por simple observación y tacto las propiedades ya descritas de una bolsa de polietileno común con las de un envase vinílico como los de cremas o productos para la higiene capilar y con las de un objeto de acrílico como son algunas piezas usadas en decoración, sillas, ópticas para automotores en reemplazo del vidrio. Las diferencias entre las propiedades de esos objetos no son más que la consecuencia de las diferencias de los valores de atracción entre las macromoléculas y éstos, a su vez, son consecuencia de la estructura química del monómero empleado. Si lo que se busca obtener son propiedades intermedias, es posible hacer que polimericen juntos distintos tipos de monómeros con dobles ligaduras, por ejemplo, uno vinílico con uno acrílico. No hay ningún inconveniente para lograr su unión al desdoblarse la doble ligadura, ya que el mecanismo de la polimerización es exactamente igual. Lo obtenido en este caso es, en lugar de un *homopolímero* (como se denomina al polímero formado por monómeros todos iguales), un *copolímero*, es decir, un polímero formado por cadenas en las que pueden encontrarse distintos monómeros. El proceso de obtención de estos últimos se suele denominar *copolimerización.* Nótese que el químico que desarrolla este tipo de materiales puede diseñarlos y fabricarlos con las propiedades que desea, desarrollando primero las moléculas del monómero y luego uniéndolas de distintas formas hasta encontrar lo buscado. Este hecho ha permitido el gran avance experimentado en todos los campos de la industria y de los materiales dentales por los materiales orgánicos sintéticos.

En todos los casos descritos hasta aquí de polímeros obtenidos por adición se habrá logrado un polímero de estructura espacial lineal, ya que el crecimiento de la macromolécula sólo pudo darse en la dirección de la única doble ligadura desdoblada. Si se emplean total o parcialmente monómeros con dos dobles ligaduras en sus moléculas, es posible obtener polímeros de cadenas cruzadas, puesto que cada doble ligadura forma una cadena y ambas quedan ligadas por uniones primarias a través de la parte de la molécula comprendida entre las dos dobles ligaduras originales. Este proceso se esquematiza en la figura 5-10. Nuevamente se ve cómo se pueden obtener el

a: $HHC=CHCl$ — b: $HHC=CHC_6H_5$ — c: $HHC=C(CH_3)COOCH_3$

Fig. 5-9. Monómero de cloruro de vinilo (a), vinil benceno o estireno (b) y 2-metil propenoato de metilo o metacrilato de metilo (c).

Fig. 5-10. Formación por adición de un polímero de cadenas cruzadas. (No se muestran los hidrógenos u otros grupos unidos al carbono.)

producto y las propiedades buscadas seleccionando el o los monómeros a partir de los cuales se forma el material orgánico sintético.

Etapas de la polimerización por adición (vinílica)

Cuando el proceso de polimerización se produce por condensación o por apertura de anillos, se trabaja mezclando o poniendo en contacto las dos sustancias que deben reaccionar entre sí, una de las cuales recibe comúnmente el nombre de *base* y la otra el de *reactor*. La reacción así se produce entre las moléculas más cercanas hasta que ya no existe posibilidad química o física de que continúe. En el caso de que la polimerización sea por adición, el proceso se realiza en etapas de más fácil individualización. En primer lugar, al estar todas las moléculas en estado de monómero o sea con dobles ligaduras, se hace necesario actuar de alguna manera sobre ellas para iniciar la polimerización. Esa *iniciación* o primera etapa del proceso de polimerización por adición se produce en el momento en que alguna o algunas moléculas del monómero desdoblan su doble ligadura.

Hay varias formas de hacer que llegue energía al sistema para que esto se produzca. Puede hacerse por medios físicos o químicos. En el primer caso, factores como la luz, el calor y/o la presión son capaces de romper alguna doble ligadura e iniciar la polimerización de moléculas no saturadas. Con este método es difícil, si no imposible, obtener en breve tiempo un polímero de adecuado grado de polimerización. Por ello, en el empleo de este tipo de materiales se recurre con frecuencia, sobre todo en el trabajo odontológico, a la iniciación química de la polimerización. Ésta se logra poniendo en contacto las moléculas de monómero con radicales libres, que son moléculas con valencias libres. La energía extra que esta valencia libre representa es capaz de desdoblar las dobles ligaduras de las moléculas de monómero. Los agentes utilizados, *iniciadores*, por lo general son peróxidos, pero como su acción es lenta, se aceleran o activan por medio de agentes físicos como el calor o la luz ultravioleta o por medio de otras sustancias químicas llamadas, precisamente, *aceleradores* o *activadores*. Por esto último es frecuente hablar en el empleo de materiales orgánicos sintéticos en odontología de productos *termopolimerizables*, *fotopolimerizables* o *autopolimerizables*, según se haya utilizado el calor, una luz o una sustancia química como agentes activadores de la iniciación. También se usan los términos *termocurables*, *fotocurables* o *autocurables* para identificarlos ya que, en la tecnología de los materiales orgánicos sintéticos, es común denominar curado al proceso mediante el cual se produce una polimerización. En la figura 5-11 se muestra cómo un peróxido esquemático puede ser activado al descomponerse rápidamente cuando se lo expone,

$$R-COO-OOC-R \xrightarrow[\varnothing]{} 2\,CO_2 + 2\,R-$$

Fig. 5-11. Obtención de radicales libres por calor a partir de un peróxido.

a R – C – C – C•C C•C C=C C=C – C – C – R

b R – C – C – C – C – C=C C=C – C – C – C – C – R

c R – C – C – C – C – C – C – C – C – C – C – C – C – R

d R – C – C – C – C – C – C – H C=C – C – C – C – C – R

Fig. 5-12. Etapas de la polimerización por adición: iniciación (**a**), propagación (**b**), terminación por acoplamiento directo de cadenas (**c**) y terminación por transferencia de hidrógeno (**d**). (No se muestran los hidrógenos u otros grupos unidos al carbono.)

por ejemplo, a la acción del calor y produce radicales libres. En la figura 5-12 es posible ver cómo, en una cantidad de monómeros, al formarse los radicales libres se desdobla la ligadura de varias moléculas de monómero (de dos en el ejemplo).

La etapa de iniciación de la polimerización por adición es quizá la más importante de conocer al trabajar con materiales dentales, ya que esa etapa comienza cuando el que trabaja el material decide activarlo por calor, una radiación o con el uso de un activador químico. No por ello dejan de ser importantes los pasos siguientes, por lo menos para el químico interesado en desarrollar un producto determinado. Una vez que comenzó, el proceso debe propagarse. Sin embargo, esto no requiere mucho cuidado pues, como se ve en la figura 5-12, las dos moléculas "activadas" han quedado con valencias libres, o sea, con energía para desdoblar a otras dobles ligaduras y éstas, a su vez, a otras. Esto significa que la polimerización debe ser iniciada, pero la *propagación* se hace sola. En algún momento, el proceso debe concluir. La tercera etapa o de *terminación* se puede producir de varias maneras y las dos más comunes se esquematizan en la figura 5-12c y d. El primer caso se denomina *terminación* por *acoplamiento directo de cadenas o aniquilación*. Dos moléculas próximas intercambian sus valencias libres y quedan así saturadas y sin posibilidad de seguir creciendo. En el segundo caso, de *transferencia de hidrógeno*, se produce el pasaje de un átomo de hidrógeno de una molécula a otra como se muestra en la figura 5-12d. Una de las cadenas queda así saturada e imposibilitada de continuar polimerizando. La otra permanece con una doble ligadura y puede en algún momento reanudar el proceso si se le brinda la energía necesaria. Por medios adecuados es factible detectar en un material polimerizado la presencia de dobles ligaduras, lo que indica que este tipo de terminación se produce en cierta cantidad de las moléculas que polimerizan.

Un aspecto importante, tanto desde el punto de vista de las propiedades mecánicas como de las biológicas, es el grado de conversión. El grado de conversión refleja la proporción de monómeros que pasan a formar parte de los polímeros durante la polimerización, analizando la cantidad de dobles ligaduras remanentes. La importancia biológica de este aspecto radica en que los monómeros de bajo peso molecular remanentes pueden liberarse al medio y originar respuestas tanto anafilácticas como toxicológicas. Desde el punto de vista mecánico, es razonable pensar que cuanto menor sea la integración de los monómeros a los polímeros, menores serán los valores de sus propiedades. Diferentes factores afectan el grado de conversión; en-

tre otros, pueden mencionarse el tiempo y la intensidad de exposición al activador, en el caso de que éste sea físico, o la proporción correcta de los componentes cuando se trabaja con activadores químicos.

Fenómenos anexos a la polimerización

Cuando se logra transformar un monómero en polímero, se obtiene un material orgánico sintético o polímero, pero, simultáneamente, es posible detectar dos fenómenos colaterales que es preciso tener en cuenta.

El primero de ellos se debe a que, tal como ya se destacó, la polimerización representa un cambio de un ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía. La sustancia monómero tiene mayor energía que la sustancia polímero. Al producirse la polimerización, esa energía no puede perderse sino que se transforma y libera en forma de energía térmica. En otras palabras, la reacción de polimerización es exotérmica y esto hay que tenerlo en cuenta, ya que puede traer dificultades en ciertos trabajos en los que se usa la polimerización en materiales dentales.

El otro fenómeno se debe a la distancia que separa las moléculas de monómero cuando está en ese estado, que es diferente de la que las separa cuando integran la cadena de polímero. En el primer caso, la ligazón entre ellas es por uniones secundarias y, por lo tanto, la distancia entre monómero y monómero es relativamente grande (algunas decenas de nanómetros).

Al formar una cadena de polímero reaccionan para unirse por covalencia y se acercan a una distancia mucho menor (centésimas de nanómetro). Esto hace que la masa de polímero ocupe un volumen menor que el de la misma masa de monómero y que, por lo tanto, su densidad sea mayor. Para expresarlo de manera más sencilla, cuando un material polimeriza, se contrae, y tanto más cuanto mayor sea el número de moléculas por unidad de volumen que se unen para formar el polímero.

Esta contracción es tanto mayor cuanto menor es el peso molecular de la molécula original, ya que para un mismo volumen será necesario unir una cantidad mayor de ellas. A la inversa, si se parte de moléculas de mayor tamaño (mayor peso molecular), la contracción que se produce al polimerizar es menor. Es importante recordar este hecho, por ejemplo, cuando se diseñan adhesivos orgánicos que endurecen por polimerización.

Deberá tenerse presente entonces que, salvo al utilizar algunas moléculas de configuración muy particular, al lograr un sólido por polimerización se obtendrá un volumen menor al del monómero del cual se partió.

Propiedades de los materiales orgánicos sintéticos y su modificación

En repetidas ocasiones a lo largo de este capítulo se ha relacionado la estructura y química de las moléculas o macromoléculas constituyentes de un material orgánico con sus propiedades. Respecto de las propiedades físicas se puede agregar que son materiales de poca densidad en comparación con los metálicos y malos conductores térmicos y eléctricos, pues en su estructura no existen electrones libres capaces de transmitir esa forma de energía. Ante los cambios térmicos, experimentan una variación dimensional elevada (alto coeficiente de variación dimensional térmica) porque sus moléculas ligadas por uniones secundarias pueden alejarse o separarse por acción de la temperatura con relativa facilidad. Además, como no poseen electrones libres, no absorben la energía luminosa y pueden ser transparentes si la estructura no contiene porciones capaces de refractar internamente la luz haciéndolo translúcido u opaco. Por supuesto que este efecto puede modificarse agregándole pigmentos que los colorean de acuerdo con el color deseado, así como variar la opacidad.

En condiciones normales, sus valores de propiedades mecánicas como los de su módulo elástico, resistencia, límite proporcional, son inferiores a los de los otros tipos de materiales. No tienen mucha rigidez y no son frágiles, por lo que resultan bastante resistentes al impacto, aunque algunas resinas, especialmente las de estructura de cadenas cruzadas, pueden constituir una excepción. De todas maneras, esas propiedades mecánicas cubren una gama relativamente amplia de posibilidades, ya que se las puede modificar según se empleen homopolímeros o copolímeros, cadenas lineales o cruzadas, según se los obtenga con alto o bajo grado de polimerización o con alto o bajo grado de cristalización.

Es posible, utilizando el monómero adecuado y generando un polímero parcialmente cruzado, obtener polímeros elásticos, elastómeros. Una tensión produce separación y estiramiento de las moléculas, pero el entrecruzamiento permite que al retirar la tensión vuelvan a su posición original. Este comportamiento en realidad no responde exactamente a la ley de Hooke y tensiones inferiores al límite proporcional pueden producir deformación permanente en función del tiempo que dure su acción, o sea que en realidad el comportamiento debe ser descrito como viscoelástico. Estos aspectos se deben tener en cuenta en algunas aplicaciones de elastómeros.

En resumen, puede inferirse que las propiedades mecánicas de un polímero son determinadas por: a) las características de la estructura química de sus moléculas, b) el tamaño de las macromoléculas y c) la configuración espacial de la estructura. También es posible, al igual que en los materiales orgánicos naturales, variar o disminuir las propiedades mecánicas y obtener mayor flexibilidad agregando plastificantes, que se interponen entre las macromoléculas impidiendo que se manifieste la atracción por dipolo entre ellas. El inconveniente de este método radica en que los plastificantes son solubles en mayor o menor grado y, por lo tanto, cuando el polímero entra en contacto con el agua o la saliva, para el caso odontológico, esa sustancia sale de la masa de material y éste pierde flexibilidad. El uso de plastificantes es frecuente en las telas plásticas impermeables. Pero si éstas no son de calidad es fácil ver que después de algunos lavados o lluvias se vuelven quebradizas y rígidas. Esto se produce por la solubilización del plastificante, que provoca la pérdida de su efecto "lubricante" entre las macromoléculas.

Las consideraciones realizadas en estos últimos párrafos lleva a analizar algunos aspectos del comportamiento de los polímeros en distintos medios líquidos. La capacidad de esos medios de introducirse en la estructura (fenómeno descrito habitualmente como de *sorción,* puesto que incluye algo de adsorción y algo de absorción) y eventualmente solubilizar (separar las moléculas e incorporarlas al medio) está relacionada con la polaridad del líquido y la polaridad de las moléculas del polímero. Los polímeros obtenidos a partir de moléculas no manifiestamente polares, o sea básicamente sin grupos como los oxhidrilo (OH) o carboxilo (COOH) sin esterificar, no tienen, o tienen muy poca, capacidad para incorporar agua y/o disolverse en ella. Sólo pueden ser disueltos con solventes no polares, por ejemplo, el cloroformo o el alcohol. De todos modos, es importante recordar que en las aplicaciones odontológicas de los materiales no sólo deben tenerse en cuenta los fluidos fisiológicos, sino también los agentes provenientes de la dieta y, como resultado de algunas dietas o hábitos, los materiales orgánicos pueden estar expuestos con considerable frecuencia a solventes orgánicos como el alcohol.

En cambio, si la molécula contiene ese tipo de grupos el resultado es un polímero con afinidad con el agua, es decir hidrófilo. Estas diferencias pueden verse al diferenciar el comportamiento en agua del polímero de metacrilato de metilo del que tiene el de ácido poliacrílico. El primero es prácticamente insoluble en agua y el segundo sí lo es dado que en el primero el grupo carboxilo está esterificado y en el segundo, no. Los efectos de la absorción de fluidos van más allá de la disolución de sus componentes, pueden ocasionar alteraciones dimensionales y/o la incorporación de pigmentos y microorganismos con el consecuente deterioro de las propiedades ópticas y biológicas.

Obtención de partes en materiales orgánicos

Es posible obtener cuerpos, por ejemplo al realizar un trabajo odontológico, que tengan como base materiales orgánicos fundamentalmente por medio de dos procedimientos o técnicas que, en realidad, ya se mencionaron al hacer referencia a las propiedades de los polímeros y los mecanismos de polimerización.

Una posibilidad consiste en partir de un material orgánico que pueda ser ablandado por calor con cierta facilidad. En este estado fácilmente deformable se lo ubica en un molde o matriz en el que se lo deja enfriar para que tome la forma correspondiente. En la otra se parte del uso de una cierta masa de moléculas en estado de monómero para obtener un líquido o una pasta. Una vez que se le ha dado la forma que se desea obtener se procede a generar una reacción de polimerización que conduzca a la formación del sólido final.

Todos los conceptos que se han descrito aquí sobre la estructura y las características de los materiales orgánicos se han utilizado en el desarrollo de materiales de este tipo para distintas finalidades, entre ellas las odontológicas y por ello es necesario tenerlos presentes en el momento de su empleo con cualquiera de estos procedimientos para un mejor aprovechamiento de sus propiedades y un mejor resultado en su empleo.

Ejercitaciones

- Describa la estructura básica de los materiales orgánicos naturales y sintéticos.
- Enumere las condiciones de composición molecular y estructura que determinan las características de un material polimérico en condiciones ambientales habituales.
- Diferencie la forma en que se obtienen materiales poliméricos mediante reacciones de condensación, apertura de anillos y vinílicas.
- Identifique las condiciones que hacen que durante un proceso de polimerización se observen exotermia y cambios dimensionales.
- Describa las principales propiedades físicas y mecánicas esperables en los materiales orgánicos en comparación con otros tipos de materiales.



6 Materiales cerámicos

Los materiales cerámicos contienen elementos metálicos y no metálicos, tal como se describió en el capítulo 1. El término cerámico se refiere no sólo a los materiales utilizados en objetos de arte o decoración; también incluye sustancias que se usan en distintos campos, como el yeso, los ladrillos, los abrasivos, los refractarios, la porcelana, etc. Por otro lado, se denomina "cerámica" a las técnicas de trabajo con algunos materiales cerámicos. Existen innumerables combinaciones posibles entre los dos tipos de elementos, ya que hay muchos materiales cerámicos y que, a su vez, cada una de ellas puede tener distintas formas de ordenamiento estructural.

Dentro de esas diferentes formas debe recordarse, tal como se describió previamente, que los átomos metálicos y no metálicos pueden unirse por uniones iónicas o por covalencia y dar lugar a la existencia de materiales cerámicos con diferencias en algunas de sus propiedades, como se describirá a continuación.

Estructuras cristalinas y amorfas

Los materiales cerámicos tienen, en muchos casos, una estructura cristalina como los metales, pero, a diferencia de éstos, el reticulado está compuesto por aniones y cationes y no tiene electrones libres. Éstos son compartidos por covalencia o cedidos o tomados para formar uniones iónicas. Las estructuras cristalinas de los materiales cerámicos son considerablemente más complejas que las de los metálicos.

De las estructuras cerámicas, las que se forman a partir de un metaloide, el silicio y el oxígeno, solos, como en la sílice (dióxido de silicio, SiO_2), o combinados con cationes metálicos para formar silicatos, resultan muy interesantes. En el primer caso, en la sílice, las uniones que condicionan la estructura son todas covalentes, tal como se las describió en el capítulo 1 como ejemplo

de material cerámico. Debido a la elevada energía que esas uniones representan, la sílice es muy difícil de fundir o deformar. Con la misma base de SiO_2, o sea dos átomos de oxígeno por cada uno de silicio, existen en realidad varias formas cristalinas. Las más comunes son cuarzo, tridimita y cristobalita.

En el caso de los silicatos, los iones metálicos presentes en la estructura hacen que en algunas zonas de la estructura haya uniones iónicas que, al ser algo más débiles que las covalentes, favorecen su fusión y crean la posibilidad de separar trozos de material a lo largo de los planos constituidos por esas uniones. Esto es evidente sobre todo en las láminas que puede formar la mica y en las fibras del amianto. Algunas de estas últimas estructuras de silicato son similares a las cadenas de algunos polímeros orgánicos que también contienen silicio. Como ya se describió, en esos casos se borran parcialmente las diferencias entre los distintos tipos de materiales.

Cuando una estructura como la de la sílice es fundida, elevando la temperatura a la que se la somete, no llega a constituir un líquido en la acepción usual de la palabra; su aspecto es más bien el de una masa semifluida o viscosa, que fluye con dificultad. Esto se debe a que las fuertes uniones químicas existentes en esa estructura impiden la fácil movilidad de los átomos y a que es tan elevada la energía de unión entre los átomos, que no se logra producir su total separación. Esto hace que al enfriarse en condiciones normales les sea casi imposible ordenarse para volver a una estructura cristalina. En esas condiciones, la sílice constituye una estructura amorfa, que se llama *vidrio*. Si, además, se incorporan cationes en la masa fundida, por ejemplo en forma de óxidos metálicos, es posible que queden incluidos en la estructura amorfa final y así se obtienen vidrios con distintas características según el tipo y la cantidad de cationes que se incorporen al silicato. En los párrafos siguientes se hace mención a algunas modificaciones en las propiedades que es posible lograr mediante este mecanismo.

Propiedades químicas

La posibilidad de disolver materiales cerámicos en un solvente como el agua es significativamente diferente según se trate de estructuras iónicas o covalentes. En este último caso, la posibilidad de que las moléculas de agua se introduzcan entre átomos unidos por covalencia es nula. Por ello, una materia como la sílice en cualquiera de sus formas (p. ej., constituyendo lo que se denomina vulgarmente arena) es totalmente insoluble en agua (es imposible obtener una sola fase entre arena y agua). Sin embargo, en las estructuras iónicas, las moléculas de agua, que son definidamente polares, pueden introducirse entre los iones positivos y los negativos separándolos y disolviendo (corroyendo) el material. La facilidad con que esta última acción se produce depende de la facilidad con que esas moléculas de agua pueden introducirse entre los iones y está determinada, a su vez, por la diferencia de *electronegatividad* existente entre los átomos que forman esos iones. La electronegatividad es la capacidad de un átomo para retener electrones y aumenta a medida que se avanza de izquierda a derecha en la tabla periódica de los elementos. Los átomos metálicos, que se ubican a la izquierda, son los menos electronegativos (no tienen tendencia a retener sino a perder electrones). Así, en una materia como la que forma el cloruro de sodio, la posibilidad de disolución en agua es muy grande: es relativamente fácil obtener una fase al incorporar proporciones relativamente grandes de esa sal en agua. Si se observa la ubicación de estos átomos dentro de la tabla periódica, el sodio se encuentra en un extremo y el cloro cerca del otro, por lo que puede deducirse que la diferencia de electronegatividad entre ambos es muy elevada. Si en lugar de esa sal de sodio se pretende disolver cloruro de calcio, la posibilidad de disolución es menor, ya que la diferencia de electronegatividad entre cloro y el calcio es menor (el calcio se ubica a la derecha del sodio en la tabla periódica). La capacidad de disolución de sales de hierro o aluminio es mucho menor por la misma razón. En resumen, la posibilidad de disolución de un material cerámico iónico en agua disminuye a medida que se reduce la diferencia de electronegatividad existente entre los átomos que constituyen el anión y el catión de su estructura. Estos mismos principios valen para la posibilidad de generar reacciones entre un compuesto cerámico y un ácido ya que, en este caso, es el ion hidrógeno (en realidad un protón) el que puede separar los átomos de la estructura o no.

Al incorporar cationes monovalentes como el sodio o el potasio en una estructura cerámica covalente como la de la sílice –proceso que, tal como se mencionó, es factible– se logra modificar las propiedades químicas (insolubilidad completa en el agua) originales. Por ejemplo, la formación de vidrios por la fusión conjunta de sílice y alúmina (trióxido de aluminio, Al_2O_3) permite obtener estructuras amorfas que si tienen igual cantidad de silicio y aluminio quedan con una descompensación electrónica; ello hace que puedan ser fácilmente atacados por ácidos y generar reacciones que se utilizan en la formulación de materiales de uso en odontología.

Propiedades físicas

Como consecuencia de la elevada energía de atracción que representan las uniones entre átomos, en los materiales cerámicos se encuentran los valores más bajos de coeficiente de variación dimensional térmica. Esto es especialmente notorio en las estructuras covalentes y un poco menos en las iónicas. Precisamente, la incorporación de cationes en las covalentes (a partir de óxidos metálicos) permite aumentar el coeficiente de variación dimensional térmica de la estructura final y, al mismo tiempo, disminuir la temperatura de fusión o ablandamiento y mayor fluidez en ese estado. Ello facilita el moldeo (p. ej., por soplado) del material, así como obtener los esmaltes que se utilizan para recubrir partes metálicas.

En relación con los cambios dimensionales térmicos, es de particular interés un fenómeno que se produce en las formas cristalinas de sílice conocidas como tridimita, cristobalita y cuarzo. En ellas, el silicio y el oxígeno se presentan en una configuración espacial a temperatura ambiente. Durante el calentamiento y al alcanzarse determinadas temperaturas, se produce un

cambio en esa configuración que produce una marcada expansión que puede ser aprovechada en algunos materiales de interés odontológico.

La incorporación de boro permite obtener vidrios termorresistentes y la de cationes de bario puede hacer al vidrio impermeable a los rayos X, lo que facilita su detección en radiografías.

La forma de reaccionar ante ciertos agentes físicos en las estructuras cerámicas está condicionada por la ausencia de electrones. No absorben la energía luminosa y pueden ser, por ende, transparentes. Sin embargo, la anisotropía de la estructura cristalina puede hacer que los rayos luminosos sean refractados sin llegar a atravesar el cuerpo, que así aparece opaco o sólo translúcido en las estructuras multicristalinas. Por ejemplo, el óxido de cinc es un sólido cerámico cristalino que se provee generalmente en forma de un polvo blanco. Esto se debe a que cada partícula está, en realidad, compuesta por una gran cantidad de pequeños cristales. Cada uno de ellos es capaz de refractar la luz, que así no atraviesa las partículas y aparecen opacas. Si, por algún motivo, se requiere transparencia o gran translucidez, cualquiera que sea la incidencia del rayo luminoso, se necesita una estructura isótropa (igual forma de reaccionar en cualquier sentido que actúe el estímulo) y por esto debe ser amorfa. Los vidrios, como ya se dijo, tienen una estructura de ese tipo y son los que se utilizan en esos casos. Se pueden incorporar a ellos óxidos metálicos con diversos colores para que dentro de la estructura absorban ciertas longitudes de onda y se comporten en forma diferente ante otras, lo que brinda al vidrio una determinada tonalidad. La incorporación de cristales en una estructura vítrea que se hace para modificar algunas propiedades mecánicas, como se describirá más adelante, también modifica la posibilidad de transmisión de luz.

Por supuesto, los materiales cerámicos son aislantes térmicos y eléctricos por carecer de electrones libres, y con ese fin se los emplea en múltiples aplicaciones.

Es importante destacar que en algunas estructuras cerámicas puede lograrse que los cationes estén ubicados hacia un lado y los aniones enfrentados a ellos. De esta manera, la acción de un campo eléctrico puede producir deformaciones e, inversamente, una deformación puede generar un campo eléctrico. Se puede generar así cierta electricidad actuando mecánicamente, comprimiendo la estructura para que los iones de carga opuesta se acerquen. Este efecto se denomina *piezoeléctrico* (electricidad relacionada con presión) y se emplea, por ejemplo, en la construcción de dispositivos para el encendido de artefactos de gas. La incorporación controlada de iones puede permitir el logro de cierta capacidad de conducción eléctrica en algunas estructuras. Sobre la base de estos principios se desarrollaron los llamados *semiconductores* y *transistores* que revolucionaron el campo de la electrónica.

Propiedades mecánicas

La principal característica mecánica de los materiales cerámicos es su gran rigidez, o sea, elevado módulo de elasticidad. Esta rigidez, mayor que la de los materiales metálicos, se explica cuando existen uniones covalentes por su gran energía y, en el caso de las iónicas, porque no es posible desplazar los átomos, ya que ello implicaría llevar iones de igual carga a una proximidad inmediata. En los metales esto no sucede, ya que todos los iones son de la misma carga y unidos por la nube electrónica. Estas consideraciones explican también por qué en los materiales cerámicos las dislocaciones presentes en la estructura no pueden trasladarse por movilización de átomos como en los materiales metálicos. Ello hace que si la carga aplicada es suficiente, la dislocación no se traslade sino que se propague en forma de rajadura produciendo la ruptura casi súbita del material sin presentar ninguna deformación permanente previa.

Los materiales cerámicos son, entonces, rígidos y frágiles, lo que hace que no sean resilientes ni tenaces (el área debajo del gráfico tensión/deformación es reducida cualquiera que sea la porción que se considere), lo que indica que no tienen capacidad de absorber un impacto sin romperse. La resistencia de estos materiales es alta ante cargas compresivas y también debería serlo bajo tracción si no tuvieran defectos en su estructura que son imposibles de evitar en la práctica y como las tensiones traccionales no pueden ser disipadas por medio del traslado de dislocaciones, el material se fractura ante ese tipo de esfuerzos. Esto se explica porque la compresión tiende a acercar átomos o iones que naturalmente por su carga tienden a rechazarse, mientras que la tracción tiende a separar esos átomos que naturalmente tienden a hacerlo. La situación puede visualizarse recordando que si una plancha de vidrio se apoya sobre una superficie rígida (p. ej., sobre el piso cerámico) es posible pararse sobre ella sin dañarla. Si, en cambio, se la apoya sobre el colchón de una cama, no puede soportar ese esfuerzo sin romperse. La falta de soporte produce una deflexión (curvamiento) que hace que la zona inferior esté traccionada y que se inicie y luego se propague la fractura.

Estas características pueden ser aprovechadas en parte en algunos vidrios cerámicos, si se los somete a tratamientos térmicos que hacen que su superficie esté permanentemente bajo tensiones compresivas. Primero es necesario anular en ellos la compresión antes de llegar a inducir la tracción capaz de producir la ruptura. Una estructura cerámica vítrea así tratada resiste mejor el impacto y permite construir cuerpos como vasos o vajilla prácticamente irrompibles.

De todas maneras, al diseñar la construcción de cuerpos cerámicos deben tenerse en cuenta sus propiedades físicas y mecánicas, y también tratar de evitar que su estructura esté sometida a los esfuerzos que son más nocivos para su integridad.

Obtención de partes en materiales cerámicos

Para confeccionar cuerpos en materiales cerámicos se pueden usar diversos procedimientos. Si sus propiedades lo permiten, como en algunos vidrios de silicato (estructura covalente de sílice modificada con la incorpora-

ción de cationes), pueden ser fundidos o ablandados para darle forma por moldeado o colada en un molde.

Es también frecuente realizar el trabajo partiendo de partículas cerámicas (un polvo de determinada composición) con las que se prepara una pasta (por mezcla con agua o algún otro medio líquido) que se moldea con la forma deseada. Luego, esa masa conformada es sometida a temperaturas elevadas como para lograr que la superficie de las partículas se ablande y permita que se unan a otras. El resultado final es una masa sólida obtenida por *sinterización* de esas partículas. Este procedimiento se utiliza desde las primeras épocas de la historia de la humanidad para confeccionar objetos a través de la "artesanía cerámica".

Otro procedimiento de procesado posible consiste en desgastar, tallar o tornear un bloque cerámico especialmente diseñado hasta obtener la forma deseada. Es lo que hace un escultor cuando esculpe su obra de arte. En el trabajo odontológico o industrial ese desgaste se realiza en la actualidad por medio de un torneado conducido por programas elaborados a partir del uso de ordenadores o computadoras que pueden ser de gran ayuda tanto en el diseño de la pieza que se pretende obtener, como de su maquinación (desgaste); estos sistemas se conocen con las siglas CAD-CAM (Computer Assisted Design - Computer Assisted Machining).

Por último, también es posible obtener partes de materiales cerámicos a partir de mezclas entre un polvo cerámico y un líquido que sea capaz de reaccionar con él. El llamado cemento Portland constituye un ejemplo, así como diversos materiales que se usan en odontología y que se analizarán en las siguientes secciones. El líquido ataca la superficie de las partículas del polvo con la consecuente liberación de iones. Los productos de la reacción entre ellos y los que provee el líquido finalmente precipitan generando el *fraguado* o endurecimiento del material. La estructura obtenida de esta manera consiste entonces en las partículas de polvo sin reaccionar rodeadas de una matriz iónica, resultado de la reacción entre el polvo y el líquido, y recibe el nombre de "estructura nucleada". Es importante destacar que las propiedades de este tipo de material mejoran cuanto mayor sea la relación polvo/matriz, ya que el primero suele ser un cerámico primordialmente covalente y la segunda, iónica.

Ejercitaciones

- Describa las diferentes formas que puede presentar la estructura básica de los materiales cerámicos.
- Enumere las principales propiedades esperables en los materiales cerámicos y relaciónelas con su estructura.
- Identifique algunos mecanismos que pueden emplearse para modificar las propiedades químicas y físicas de un vidrio cerámico.
- Describa algunos procedimientos de obtención de partes en materiales cerámicos.



7

Materiales combinados

Los distintos tipos de materiales que se han descrito de manera independiente pueden tener una estructura heterogénea, es decir, con más de una fase, por transformaciones desde el estado líquido o en estado sólido. Esto se analizó, sobre todo, en el caso de las aleaciones metálicas. Ese tipo de heterogeneidad puede considerarse como microestructural. En el proceso de desarrollo de materiales para una determinada finalidad no es necesario ceñirse sólo a esos tipos de modificaciones, sino que pueden combinarse intencionalmente dos o más materiales de distinto tipo para constituir estructuras heterogéneas en un nivel que podría denominarse macroestructural. Por lo pronto, esta clasificación de la heterogeneidad de un sistema en función del tamaño de las fases sólo tiene valor como simplificación y en ciertos casos no es tan claro poder decidir de qué tipo se trata. De todos modos, cuando es evidente que una fase netamente diferenciada se ha incorporado a un sistema, y aparte de las que podrían haberse formado por transformaciones dentro del sistema original, se habla de la existencia de un *material combinado* (es común emplear el término inglés *composite*).

Materiales reforzados

La incorporación de una nueva fase a una estructura se hace por lo general con el objeto de lograr algunas propiedades de las que el material original carece y aprovechar las características de ambos. En este sentido, el ejemplo más frecuente de material combinado, al menos en odontología, es el de los materiales orgánicos reforzados con el agregado de estructuras cerámicas, si bien hay algunos materiales donde se incorporan elementos metálicos a los cerámicos.

Los materiales orgánicos sintéticos (o resinas sintéticas cuando tienen cierta rigidez), por las razones descritas en el capítulo 5, no tienen propiedades

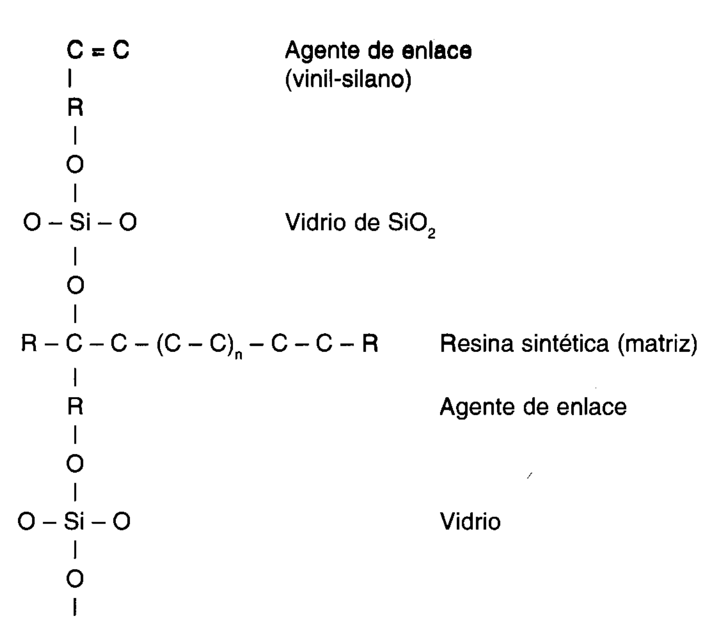


Fig. 7-1. Uniones químicas entre los distintos componentes de una resina reforzada.

mecánicas muy elevadas, son propensos a la generación de alteraciones ópticas por adsorción de fluidos y son dimensionalmente inestables ante los cambios térmicos (elevado coeficiente de variación dimensional térmica). Por otro lado, tienen la ventaja de que se pueden trabajar fácilmente al darles forma termoplásticamente o trabajándolos en estado de monómeros y haciéndolos luego polimerizar. Además son resistentes al impacto, translúcidos y pueden pigmentarse con facilidad. La incorporación de una fase cerámica en forma de fibras o partículas rodeadas por la masa orgánica (a la que en el material combinado se la denomina *matriz*) permite obtener un conjunto mejorado mecánica y dimensionalmente y sin haberse perdido las ventajas mencionadas. También se podría hacer el refuerzo con partículas metálicas, aunque en ese caso se pierden las propiedades ópticas deseables en algunos casos.

Las partículas cerámicas que más se utilizan como agente de refuerzo son las partículas de alguna forma de sílice (SiO_2), silicato u otro material cerámico similar. Para que el material combinado funcione de modo adecuado es necesario que las fases que lo componen (matriz y agente de refuerzo) se unan para funcionar coordinadamente y esto no sucede entre una resina y un material cerámico. Para ello, a este último se lo trata, antes de utilizarlo, con un procedimiento que permite depositar sobre él algo que lleve a esa unión. La sustancia que cumple esa finalidad se denomina *agente de enlace* y usualmente se trata de un vinil-silano. Por tener silicio (de ahí el nombre de silano), se une durante el tratamiento al silicio de la partícula cerámica reforzadora; queda, entonces, sobre ésta, adosado el grupo vinílico (C = C) del agente de enlace. Al producirse la polimerización por adición de la fase orgánica o matriz se abren también las dobles ligaduras de ese grupo vinílico y se unen a las cadenas de polímero; quedan unidas así las dos fases del material combinado. En la figura 7-1 se muestra un esquema de esta serie de uniones químicas entre las fases y en la figura 7-2, un esquema de lo que sería un plástico reforzado de esta naturaleza.

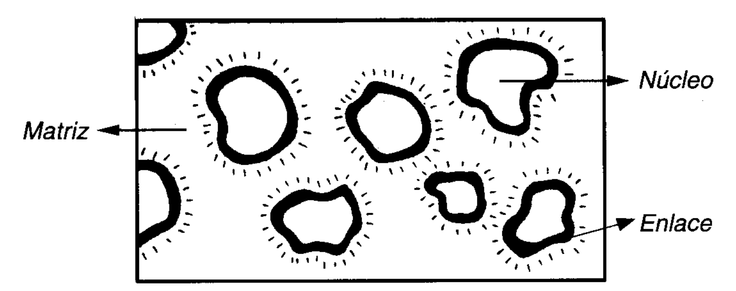


Fig. 7-2. Esquema de la estructura de una resina reforzada.

En algunas aplicaciones, el refuerzo cerámico también puede ser incorporado en forma de fibras de vidrio. El *fiberglass*, muy utilizado en la industria naval, es un ejemplo de esta configuración estructural. Si estas fibras se ubican con determinada orientación respecto de las cargas que van a recibir en su funcionamiento, puede mejorarse sustancialmente el comportamiento del material en su conjunto.

El hombre y la tecnología han ido evolucionando desde el empleo de los materiales que ofrece la naturaleza hasta la creación de sus propios materiales combinando los existentes, formando nuevas moléculas y modificando las conocidas. Ello ha hecho cambiar radicalmente los conceptos relacionados con el desarrollo y la aplicación de materiales.

Hasta no hace mucho tiempo se trataba de estudiar los materiales disponibles y luego se analizaba en qué se podían aplicar. Hoy se estudia el problema, para qué se necesita un material y cómo debe ser para que resulte útil. A partir de esto y de los conocimientos de ciencia de materiales, se trata de desarrollar entonces el material que cubra las necesidades que el problema requiera.

En las próximas secciones de este texto se encontrarán repetidos ejemplos de esta tendencia, que puede apreciarse aún más cuando se realiza un análisis histórico del desarrollo de los materiales dentales, especialmente a partir de la segunda mitad del siglo XX. En todas ellas se verá que, en el trabajo odontológico, los materiales son trabajados (cambiados en su forma, estructura y/o propiedades) para obtener con ellos objetos que pueden cumplir con una determinada finalidad, por ejemplo, reemplazar estructuras dentarias perdidas.

Para obtener esas partes se recurre a distintos mecanismos que pueden ser identificados como *"formas de funcionamiento de los materiales"*, que se resumen en forma esquemática a continuación y como cierre de esta sección:

1. Partiendo de líquidos con moléculas orgánicas (monómeros o polímeros de bajo peso molecular) que se unen para formar sólidos con moléculas más grandes y a veces entrecruzadas por reacciones de adición, conden-

sación o apertura de anillos (p.ej., resinas y elastómeros con distintas aplicaciones).

2. Por disolución de un sólido en polvo mezclado con un líquido y posterior reacción química con formación de compuestos sólidos, que se precipitan haciendo endurecer (solidificar o fraguar) la "pasta" original.
   2.1. Sólido metálico + líquido metálico (amalgama).
   2.2. Base (óxido/hidróxido) + líquido ácido (cementos).
   2.3. Compuestos solubles + agua (yeso - revestimientos).
3. Partiendo de un sol coloidal que cambia a gel por reacción en fases dispersas (hidrocoloides reversibles o irreversibles).
4. Moldeado por calor (materiales orgánicos termoplásticos, en ocasiones por acción de plastificantes).
5. Deformación en frío (labrado o forjado de metales).
6. Fusión por calor y solidificación en un molde (colada de metales y vidrios).
7. Unión de partículas de polvo en caliente (sinterizado).
8. Desgaste mecánico o tallado (generalmente con ayuda de computadoras).

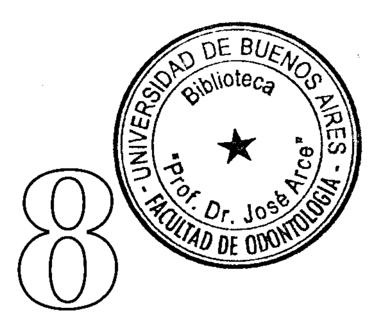
Ejercitaciones

- Explique el significado del concepto de "material combinado".
- Describa la estructura básica de lo que se denomina "resina reforzada".
- Explique el porqué de la necesidad de un agente de enlace para alcanzar el funcionamiento adecuado entre las fases de una resina reforzada.
- Enumere los distintos mecanismos que pueden emplearse para el "funcionamiento" de los materiales dentales.



Sección II

RESTAURACIONES PLÁSTICAS



8 Operatoria dental y restauraciones

El trabajo clínico odontológico se planifica y organiza a partir del diagnóstico del estado que presenta el paciente. Este diagnóstico permite establecer su estado de salud, el posible riesgo de que contraiga una enfermedad o su estado de enfermedad.

La falta de salud de los tejidos mineralizados del diente (esmalte, dentina y cemento) puede estar causada por falta de sustancia (falta de formación por problemas generalmente de origen embriológico), pérdida de sustancia por procesos infecciosos (caries) o no infecciosos (traumatismos, erosiones, abrasiones) o por presencia de tejidos deficientes (calcificación deficiente o pigmentación irreversible).

Una vez que se arriba al diagnóstico, se impone la preparación de un plan de tratamiento odontológico para el paciente y su posterior ejecución. Si el diagnóstico está relacionado con un estado de salud, el tratamiento consiste en realizar tareas de prevención para evitar que ese estado se pierda. Estas tareas incluyen la realización de lo necesario para reducir el riesgo de enfermedad. En cambio, cuando el diagnóstico es de enfermedad, el tratamiento es otro. En este caso, consiste en eliminar la causa que la produjo y realizar procedimientos que permitan reparar el daño causado por ella devolviendo el diente (y con ello al sistema al que pertenece y al paciente) a un estado lo más parecido posible al de salud.

El desarrollo de los temas de esta sección se relaciona con algunos procedimientos que se llevan a cabo en piezas dentarias en las que se han diagnosticado problemas derivados de la falta, pérdida o deterioro de parte de sus tejidos mineralizados. La solución consiste en estos casos en agregar la sustancia faltante, reponer la perdida o cambiar la deteriorada efectuando así una **restauración** en el diente. Como hasta hoy no es posible generar nuevos tejidos dentarios naturales (quizás algún día la ingeniería genética lo haga posible), el agregado, la reposición o el cambio se realiza uti-

lizando materia artificial. Esa materia es un material tal como ha sido definido en la sección anterior. (Material = materia que se emplea para realizar una obra o ejercer una profesión.) Para efectuar esa restauración en el diente utilizando un material hay que practicar una serie de operaciones, es decir, ejecutar una técnica.

En definitiva, el trabajo de realizar una restauración de un diente a partir de un **diagnóstico**, utilizando un **material** y ejecutando una **técnica**, constituye en odontología trabajar en la **operatoria dental**.

La operatoria dental representa entonces:

a) el conocimiento de los procedimientos diagnósticos para evaluar el problema que presenta un paciente y los tejidos mineralizados de sus dientes en particular
b) el conocimiento de las propiedades y el funcionamiento de los materiales para seleccionar el más apropiado para la situación diagnosticada y sobre la base de todo ello;
c) el conocimiento y la capacitación en la ejecución de las técnicas requeridas por el diente a restaurar y el material a emplear.

Asimismo, es importante tener en cuenta que entre las acciones que se ejecutan en odontología se encuentra la monitorización periódica del estado de salud de un paciente. Por ello, el control y mantenimiento permanente de las restauraciones realizadas sobre los pacientes es de vital importancia. En la actualidad un aspecto de relevancia es el referido al reemplazo o bien a la reparación de restauraciones existentes, lo que demanda gran parte del trabajo que se realiza en operatoria dental.

Existen dos maneras de efectuar restauraciones que tienen que ver con la forma de realizar el trabajo, o sea que dependen de la técnica que se emplea para ello. En ambas se comienza por trabajar sobre el diente eliminando la causa que produjo el daño (p. ej., si existe un proceso de caries, hay que eliminar la infección) y preparándolo para recibir el material con el que se confeccionará la restauración.

En una de ellas, ese material se trabaja preparando una masa plástica, una pasta (resultado de la mezcla de un polvo con un líquido realizada por el profesional o su personal auxiliar o preparada industrialmente), que se lleva a la boca del paciente y se coloca en la zona a restaurar. Allí se procede a darle forma, modelarla o tallarla, y luego se hace que, o se espera que, se produzca algún cambio en la estructura del material (alguna reacción) que transforme la pasta en un sólido. Cuando la técnica empleada es ésta se dice que se ha efectuado una **restauración directa**, de **inserción plástica** o **restauración plástica**.

En otras ocasiones se da forma definitiva al material restaurador fuera de la boca del paciente. Una vez que se ha completado esta tarea y el bloque restaurador ha adquirido su condición final (ha endurecido o solidificado) se lo lleva a la boca y se lo fija (pega o adhiere) al diente que corresponde (como ya se dijo, previamente preparado). En este caso, se habla de la realización de una **restauración indirecta**, de **inserción rígida** o **restauración rígida**.

En esta sección se analizarán los diferentes aspectos necesarios para poder indicar y utilizar un determinado material para la realización de restauraciones plásticas. En una sección posterior se hará lo mismo con los materiales que se usan para las restauraciones rígidas.

Restauraciones plásticas

Las restauraciones se hacen con un material que busca imitar el tejido dentario para: reponerlo cuando se ha perdido por alguna causa infecciosa o de otro tipo (p. ej., traumática), reemplazarlo cuando no está en condiciones adecuadas (p. ej., cuando está pigmentado y no se puede eliminar esa pigmentación) o agregarlo en situaciones que requieren la rectificación de la morfología dental (p. ej., anomalías de forma o posición dentarias).

En el caso de las restauraciones plásticas, se emplea un material preparado en forma de una masa plástica (mezclando un polvo con un líquido) y se lo lleva a la zona a restaurar de un diente directamente en la boca de un paciente.

La meta terapéutica es que el resultado de la restauración sea exitoso, es decir que solucione el problema presente y devuelva el diente y, por ende al sistema al que pertenece, a un estado de salud o lo más cercano posible a él, y que brinde protección de la aparición de nuevas lesiones. Una restauración tiene éxito cuando, en primer lugar, queda bien y cuando, en segundo término, se mantiene bien a lo largo del tiempo.

Este segundo aspecto (mantenerse bien a lo largo del tiempo) puede adquirir connotaciones distintas en diferentes situaciones clínicas. En ocasiones, las más frecuentes, se trata de que esas restauraciones funcionen bien durante lapsos prolongados (en realidad, y de manera ideal, durante el resto de la vida del diente o del paciente). En este caso se habla de *restauraciones definitivas.* Con la realización de éstas se concluye el tratamiento por lo menos en lo que a un problema específico se refiere.

Pero en algunas situaciones no es posible completar una restauración de esas características de durabilidad en una sesión clínica: a veces por falta de tiempo, otras porque los elementos necesarios no están a disposición; en ocasiones porque es necesario esperar para ver cómo reacciona el diente en particular o la boca en general para después llegar a un diagnóstico e indicación de tratamiento definitivos, y otras porque el tratamiento definitivo se realiza con un tipo de técnica que no se puede completar en una sesión.

En estos casos puede resultar conveniente hacer una restauración que se prevé reemplazar por otra una vez que se supere la causa de la imposibilidad. Éstas son restauraciones *provisorias,* ya que no constituyen la solución definitiva del problema.

Cuando se efectúan restauraciones provisorias, su reemplazo puede ser previsto en un tiempo breve (días o semanas) por lo que suelen denominarse *temporarias.* En otras ocasiones puede resultar necesario demorar más la realización del tratamiento definitivo (p. ej., para dar lugar a que se modifi-

que el estado general de la cavidad bucal). En los casos en que se piensa dejar la restauración quizá varios meses puede hablarse de *restauraciones intermedias*.

Las propiedades que debe reunir el material para cada una de las situaciones descritas son diferentes, ya que debe asegurar durante diferentes lapsos las características que hacen que una restauración se considere satisfactoria.

Características deseables en una restauración

Puede considerarse que una restauración quedó o está bien cuando se observa que su presencia equivale al aspecto y a las condiciones que tendría el diente con su sustancia original. A su vez, esto se traduce en algo que puede ser diferenciado en dos condiciones: forma anatómica y armonía óptica apropiadas.

Forma anatómica

Esta característica, junto con la armonía óptica, determina el aspecto que presenta la restauración al observarla. Se acostumbra decir que una restauración con armonía óptica y forma anatómica correctas es estética.

Sin embargo, la forma anatómica va más allá de una consideración sólo de apariencia. La expresión puede ser completada diciendo que lo que se requiere es una forma anatómica funcionalmente correcta. Esto significa que la forma o morfología debe ser tal que permita que la pieza dentaria restaurada cumpla sus funciones como corresponde dentro del sistema estomatognático en condiciones de salud. Por ello no debe tener excesos que impidan una correcta oclusión con los dientes antagonistas: si incluye caras proximales debe reproducir adecuadamente las relaciones de contacto con los dientes vecinos para que no se produzca un empaquetamiento alimentario y sea posible la higiene (paso del hilo dental); los surcos, las cúspides, los rebordes marginales, etc., deben permitir el adecuado fluir de los alimentos.

Para poder alcanzar esa forma funcionalmente correcta, el material debe permitir durante un lapso razonablemente prolongado (denominado *tiempo de trabajo*) su tallado o modelado con técnicas que ofrezcan la menor dificultad posible. Este tiempo prolongado debe, idealmente, ser acompañado por un rápido endurecimiento (logro de las propiedades finales y terminación de la tarea clínica). Es decir, que lo más conveniente es disponer de un material que ofrezca tiempo de trabajo prolongado y tiempo de endurecimiento reducido.

La restauración debe quedar bien, pero para ser exitosa debe mantenerse bien. En este sentido, la forma anatómica debe mantenerse sin cambios o, más exactamente, sin más cambios de los que normalmente experimenta una pieza dentaria sana.

Para que esta última situación se dé, el material que constituye la restauración debe reunir ciertas propiedades químicas y mecánicas. Así, no debe solubilizarse (corroerse) en el medio bucal, que incluye agua y un pH que puede variar en función del momento en que se lo considere. De lo contrario, la restauración perdería masa y su forma anatómica cambiaría. Este punto es de interés ya que en ciertos materiales se busca la liberación de fluoruro y/u otros iones que proveen ciertas cualidades estimulantes de la dentinogénesis, antimicrobianas, antiadherentes (evitan la adhesión de la placa bacteriana), mineralizantes y/o desensibilizantes. En algunos casos esa liberación se produce por la solubilización de ciertos componentes que no afectan la integridad ni las propiedades mecánicas del material; en otros, por intercambio iónico o por ambos mecanismos.

Por otro lado, la restauración debe soportar las tensiones que se generan al actuar las fuerzas de oclusión (en oclusión actúan fuerzas promedio de alrededor de 700 N que, al concentrarse en superficies reducidas como la de una cúspide, generan tensiones elevadas).

Ante esas tensiones no debe romperse, por lo que se hace necesario que el material tenga adecuada resistencia compresiva, traccional, al corte, etc., ya que esas tensiones generadas son complejas.

La forma no sólo se pierde por fractura; una deformación permanente también tendría efecto no deseable. El límite elástico del material (o, lo que es prácticamente equivalente, su límite proporcional o su resistencia a la fluencia) tampoco debe ser superado por las citadas tensiones si se quiere que no se produzcan deformaciones permanentes.

De la misma manera, el eventual comportamiento viscoelástico del material no debe permitir que, en condiciones bucales normales, se produzca el denominado *creep,* ya que éste representa una deformación permanente aunque producida por tensiones inferiores al límite elástico.

Las situaciones recién analizadas se refieren a deformaciones permanentes, pero para que la restauración actúe como un diente sano no debe tampoco deformarse elásticamente. El diente es rígido, o sea que se deforma poco ante tensiones elevadas (módulo elástico del esmalte alrededor de 90.000 MPa y de la dentina 15.000 MPa). El módulo elástico del material restaurador debe ser acorde con la situación de la restauración de que se trate.

Estas consideraciones, por supuesto, tienen diferente valor en diversas situaciones clínicas. No son las mismas condiciones mecánicas a que se enfrenta un material en una restauración en la zona gingival de un canino superior a las presentes en las porciones proximales y oclusales de un primer molar inferior. El profesional deberá identificar estas situaciones y seleccionar el material más conveniente para cada una de ellas.

Debe ponerse especial énfasis en lo antedicho, es decir, poder inferir, de acuerdo con la pieza dentaria que se intenta restaurar y en función de la localización de la lesión, las tensiones que se generan durante la función (movimientos céntricos y excéntricos), de modo de seleccionar el material que, en función de sus características mecánicas, pueda garantizar un aceptable grado de longevidad (vida útil) de la restauración.

El hecho, por ejemplo, de poder estimar la inducción de tensiones flexurales (a veces exacerbadas por hábitos parafuncionales) tiene implicaciones directas en la selección del material restaurador. Éste deberá resistir el efec-

to de esas tensiones tendientes a movilizarlo o desalojarlo de la preparación dentaria con la consecuente alteración o pérdida de la restauración.

La restauración, al funcionar en el medio bucal, no sólo está sometida mecánicamente a tensiones producidas por la oclusión; también actúan sobre ella el roce de los dientes antagonistas y vecinos y el roce de los alimentos y elementos de limpieza (dentífricos). Por ello las propiedades mecánicas ya mencionadas deben ir acompañadas por adecuada resistencia al desgaste por roce para que la restauración mantenga la forma anatómica inicial. Debe tenerse presente que el desgaste normal de un diente en la zona de las cúspides de premolares y molares se estima en un promedio de 30 µm por año y en la restauración, ese desgaste debe ser equivalente.

Además de contar con un material restaurador que sea tan resistente al desgaste como las piezas dentarias en condiciones fisiológicas (y no patológicas, como en la parafunción), éste no debe provocar desgaste a las estructuras antagonistas. En síntesis, el material restaurador no debe experimentar desgaste ni abrasionar el esmalte de piezas dentarias antagonistas.

Armonía óptica

La armonía óptica implica que la restauración (en realidad, el material que la constituye) tiene posibilidad de reaccionar frente a la luz (propiedades ópticas) en forma similar al tejido que reemplaza. Para poder lograr esta característica, el profesional debe disponer de, y ser capaz de seleccionar, un material que tenga las propiedades ópticas adecuadas.

Dentro de esas propiedades está el color y éste a su vez involucra la combinación de tres atributos: el matiz (longitud de onda no absorbida), la intensidad (magnitud o cantidad de esa onda no absorbida) y el valor (agregado de blanco o negro a las condiciones previas). Además, deberá tener la capacidad de transmisión de luz adecuada, o sea adecuada translucidez. Un material opaco no equivale a las condiciones del esmalte que recubre las piezas dentarias; con un material demasiado translúcido (o transparente) se vería afectada la restauración al verse a través de ella lo que tiene detrás.

Por último, las características ópticas de la restauración también se ven afectadas por el brillo que le permite reflejar la luz de manera similar a como lo hace el esmalte sano. Esto significa que el material debe poder ser pulido adecuadamente y el profesional debe ejecutar una técnica apropiada a cada material para alcanzar ese pulido necesario.

Si hace falta todo esto para que la restauración quede bien, también se hace necesario que las propiedades se conserven inalterables en el tiempo y en el medio bucal si se desea que además se mantenga bien. El material no deberá cambiar de color (o sea que no deberá cambiar de matiz, ni de intensidad, ni de valor) o de opacidad y que su superficie deberá mantener el brillo (el pulido) alcanzado inicialmente.

Todas estas condiciones descritas pueden tener importancia relativa según las diferentes situaciones clínicas. La relevancia es mayor en aquellas restauraciones ubicadas en zonas de la boca fácilmente visibles, por ejemplo, la cara vestibular de los incisivos centrales superiores. En otras ubicaciones como la zona palatina de un segundo molar superior su importancia puede ser escasa o nula.

A su vez, las condiciones de cada paciente en particular pueden obligar a cuidados más específicos. Por ejemplo, un paciente que se ve enfrentado a situaciones de fotografía o filmación puede enfrentarse con más frecuencia a radiaciones de longitud de onda por debajo de las que corresponden a la luz visible. En estos casos puede ser importante tener en cuenta las características de luminiscencia (fluorescencia) del material restaurador.

Dentro de la forma de reaccionar de un material frente a las radiaciones es de interés considerar su posibilidad de absorber o no las radiaciones del tipo de los rayos Röentgen (rayos X). En realidad, esto no se relaciona con la armonía óptica de una restauración pero sí es importante que la radioopacidad sea suficiente para detectar la presencia de la restauración en una radiografía y así poder evaluar otra característica necesaria en una restauración: la forma anatómica.

Sellado marginal

La armonía óptica y la forma anatómica correctas son atributos que permiten decir si una restauración quedó bien o no cuando es finalizada. Sin embargo, no alcanzan para generar una restauración exitosa. Para ello, otras dos condiciones deben lograrse y éstas se vinculan no con el material restaurador en forma independiente, sino con la relación que se establezca entre él y la estructura dentaria remanente.

Entre ambas superficies (el material y el diente) debe establecerse una relación y condiciones que no permitan que los componentes del medio bucal (líquidos, iones y, fundamentalmente, microorganismos) se introduzcan entre ambas. Por lo habitual esta situación se denomina *filtración marginal* y para que no se produzca debe lograrse en la restauración el *sellado marginal.*

Lograr el sellado marginal implica que se establezca una situación entre el material y la superficie dentaria que no deje ningún espacio o brecha que permita la filtración marginal descrita. Es posible también lograr el sellado aun en presencia de un espacio o brecha si, por algún mecanismo, se logra que las propiedades de las paredes de ese espacio sean tales (baja energía superficial) que la penetración capilar de un líquido (medio bucal) se vea impedida.

El sellado debe mantenerse, incluso, frente a los cambios químicos y físicos que se producen en el medio bucal. La estabilidad térmica del material (coeficiente de variación dimensional térmica no muy diferente del del tejido dentario) puede ser de importancia.

Pero hay que tener en cuenta que cuando no se logra el sellado marginal, no necesariamente la restauración queda mal. No se puede detectar su inexistencia en la situación clínica (una brecha de unos pocos µm no puede ser detectada a simple vista o con instrumental clínico) pero determina el fracaso a mediano o largo plazo. Esto es porque la filtración hace que mi-

croorganismos colonicen entre el material restaurador y el diente produciendo una infección (caries) y un eventual daño a nivel pulpar.

Protección biomecánica del remanente dentario

El sellado marginal es necesario para proteger el remanente dentario que rodea la restauración de infección, pero la restauración debe asegurar algo más.

Por empezar, debe asegurarse que el material empleado no tenga componentes que puedan resultar nocivos para el componente vital del diente, la pulpa (protección biológica). De hecho, y como comentario colateral, tampoco debe contener componentes que puedan producir inconvenientes en el ámbito de la salud general del paciente o del profesional o su personal auxiliar por su toxicidad o capacidad para producir reacciones alérgicas.

En otro sentido, también es conveniente que la restauración aísle el tejido pulpar de los cambios térmicos que se producen al ingerir alimentos fríos o calientes. Hay que tener en cuenta en este sentido la difusividad térmica del material.

Por último, la restauración también debe proteger el remanente dentario de posibles fallas mecánicas posteriores (fracturas). Para ello debe permitir que las fuerzas que actúan sobre la pieza dentaria no se concentren en ese remanente sino que se distribuyan entre él y el material restaurador. De esa manera, la tensión generada (fuerza/superficie) es menor, con lo que también es menor la deformación y, por ende, la posibilidad de fractura inmediata o mediata.

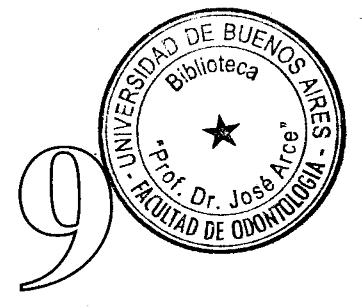
Esa situación de protección mecánica del remanente dentario se logra cuando el material se integra al tejido dentario a través de mecanismos de adhesión a nivel estructural (adhesión mecánica microscópica y/o adhesión específica).

Resumiendo, para que una restauración se pueda considerar satisfactoria y exitosa, el tratamiento realizado sobre esta base debe alcanzar cuatro características o atributos: armonía óptica, forma anatómica (funcionalmente correcta), sellado marginal y capacidad de proteger el remanente dentario.

Se volverá sobre estos conceptos para poder lograr, con distintos materiales, restauraciones dentales satisfactorias, es decir, que reúnan los atributos citados y que así se logre el objetivo terapéutico buscado.

Ejercitaciones

- Enumere las propiedades mecánicas de interés en un material para emplear en la confección de restauraciones que afectan zonas de contacto oclusal. Analice la importancia de cada una de ellas.
- Describa las características que debe reunir un material para restauraciones en las que es de importancia obtener armonía óptica con los tejidos y dientes vecinos.
- Analice las razones que hacen que un material con escasa estabilidad química sólo se pueda utilizar en restauraciones provisorias.
- Describa qué se entiende por sellado marginal en una restauración y las formas en que se puede obtener.



9

Selladores de fosas y fisuras

Una tarea que desarrolla el odontólogo con el empleo de materiales es el tratamiento de piezas dentarias, que si bien no están enfermas en términos de infección (caries), tienen un alto riesgo de estarlo. Son las piezas dentarias que poseen surcos, fosas o fisuras de cierta profundidad.

Cuando esas piezas no están afectadas por procesos de caries puede ocurrir que su morfología impida la higiene correcta y la eliminación de microorganismos a través del cepillado dental. De esta manera se genera una situación casi irremediable de desarrollo bacteriano e iniciación del proceso de caries en esos nichos ecológicos representados por los surcos profundos.

El tratamiento (puede considerárselo preventivo) consiste básicamente en llenar o rellenar (lo usual es sellar) el espacio con un material. Así se impide el acceso y la colonización de bacterias y la enfermedad y, por ende, la formación de lesiones de caries dental.

El material a utilizar debe ser capaz de fluir penetrando en el surco, la fisura o la fosa. Para ello, es obviamente necesario un líquido con condiciones tales que le permitan penetrar en un espacio semejante a un tubo capilar.

En el capítulo 3 se han detallado esas condiciones: baja tensión superficial y suficiente fluidez (acompañadas, por supuesto, por otras exigencias necesarias en el sólido que constituye las paredes del capilar, en este caso las paredes de la fisura, o sea, el esmalte dentario). Los líquidos que reúnen esas condiciones son los orgánicos, es decir, los que están constituidos por moléculas.

Una vez que ese líquido ha llenado el espacio es fundamental que se transforme en un sólido, ya que debe quedar (lo ideal sería en forma permanente) en él y en contacto con el medio bucal. De esto último se puede deducir que las moléculas que constituyen este líquido deben ser capaces de reaccionar entre sí uniéndose a través de un proceso de polimerización, ya que éste determina la transformación en un sólido (si el grado de polimerización es suficiente).

Entonces, como conclusión se puede decir que el material a utilizar, por lo general denominado *sellador de fosas y fisuras*, debe estar constituido por un líquido de moléculas capaz de polimerizar (monómeros). Para lograr esto sin necesidad de recurrir a la combinación de moléculas con grupos funcionales diferentes con capacidad de reaccionar entre sí (reacciones por condensación o por apertura de anillos), esas moléculas deben ser de tipo vinílico (con dobles ligaduras) para que se pueda producir, con la acción de un iniciador apropiado, una reacción de polimerización por adición (por apertura de esas dobles ligaduras) y la consiguiente transformación, una vez ubicado en el espacio que debe llenar.

Además, como es conveniente que el sólido final sea estable en la boca (no atacable por el medio, no soluble o degradable), es usual que la molécula utilizada en la formulación del sellador tenga no una sino dos dobles ligaduras. Así, la polimerización se hace a cadenas cruzadas y se obtiene un material orgánico termofijo (y relativamente rígido en condiciones "normales" de temperatura, lo que permite categorizarlo como una "resina" dentro de los materiales orgánicos) que garantiza mejor esa característica buscada.

También es deseable que, cuando se produce la transformación, el líquido no cambie dimensionalmente en forma negativa, que no disminuya su volumen, o sea que no se contraiga o que lo haga poco. Para esto, las moléculas que lo constituyen deben tener un tamaño relativamente grande (un peso molecular relativamente elevado). En estas condiciones la cantidad de moléculas necesarias para llenar la fisura será menor y, en consecuencia será menor la contracción total que se produce en su interior. No obstante, ese alto peso molecular tiene un límite determinado por la necesidad de mantener adecuada fluidez en el líquido para que pueda correr sobre la superficie de las paredes de la fisura y llenarla eficazmente.

De este modo ya se ha establecido qué es básicamente un sellador de fosas y fisuras. Es un líquido constituido por moléculas de peso molecular relativamente elevado y con dos grupos vinílicos (puede hablarse de un oligómero en lugar de un monómero). Las más empleadas se denominan genéricamente diacrilatos (por tener dos grupos acrilato que incluyen las dobles ligaduras). Con bastante frecuencia se emplean diacrilatos aromáticos (contienen grupos bencénicos) como el BIS-GMA (o "molécula de Bowen" por el nombre de quien la desarrolló para el uso en materiales dentales) pero que, por dar lugar a un líquido muy viscoso, son mezclados con diacrilatos alifáticos de menor peso molecular para obtener la fluidez necesaria. Por este motivo, ese diacrilato alifático se considera un diluyente en la composición. Como ambos tipos de moléculas polimerizarán en forma conjunta, puede notarse que el resultado final será un copolímero (en lugar de un homopolímero, que se obtendría si sólo se emplearan moléculas todas iguales).

En el proceso de fabricación de un sellador se incorporan los mencionados diluyentes en una concentración que puede llegar hasta el 50% en peso para lograr una adecuada fluidez, aceptable para poder penetrar en el espacio capilar constituido por un surco profundo. Claro está que al ser monómeros alifáticos y de menor peso molecular, si se incorporasen en mayor cantidad, aumentaría proporcionalmente la contracción de polimerización del material.

Para poder generar la reacción de polimerización es necesario que el líquido de composición ya descrita incluya una sustancia capaz de iniciarla (un iniciador). Ésta, a su vez, necesita de un activador para que la reacción se produzca de manera rápida y eficaz.

Por estos motivos, la utilización de un sellador de fosas y fisuras requiere un iniciador y un activador. Existen selladores en los que ambos (el iniciador y el activador) son sustancias químicas incorporadas a la composición del líquido. La sustancia iniciadora es habitualmente un peróxido (p. ej., el peróxido de benzoílo), que puede desdoblarse generando radicales químicos que desdoblan las dobles ligaduras del monómero, y la activadora, una amina terciaria (p. ej., la dimetil-p-toluidina).

Como la reacción de activación del iniciador y posterior polimerización del monómero sólo debe producirse una vez que el líquido está en el interior de la fisura, el material a emplear debe llegar al odontólogo con las dos sustancias (el iniciador y el activador) separadas. En el momento de su utilización deberán ser mezcladas para que actúen como se desea.

En definitiva, en este caso lo habitual es que el material sea suministrado comercialmente en forma de dos líquidos: ambos contienen las moléculas o combinación de moléculas apropiadas, uno de ellos, el iniciador y otro, el activador.

Para utilizarlos hay que mezclar ambos, por lo general, en cantidades iguales (p. ej., una gota de cada uno). Al realizar esta operación, el activador hace que el iniciador genere rápidamente los radicales libres que, al desdoblar las dobles ligaduras de algunas moléculas de monómero, desencadena (inicia) la polimerización que luego se propaga hasta su terminación.

Para que esto se produzca con el tiempo suficiente para que el profesional (o su asistente) efectúe la mezcla de los líquidos y lleve el resultado (con un pincel o algún dispositivo) a la fisura a llenar, la composición incluye algún elemento químico que frena la acción del iniciador. Se incluye en la composición un reductor (también denominado retardador o inhibidor), por ejemplo, la hidroquinona o alguna molécula similar a ella. Esta sustancia impide a su vez que se produzcan reacciones en el líquido que contiene el iniciador durante su almacenamiento (desde su fabricación hasta que se lo utiliza clínicamente).

Existe otra forma de composición de un sellador y, sobre esta base, de trabajar obviando la necesidad de realizar mezclas y permitir que el tiempo de trabajo no esté condicionado a la velocidad de una reacción química. Ésta consiste en incluir en la composición de un solo líquido (con moléculas como las ya descritas) sustancias químicas (p. ej., combinaciones de cetonas y aminas) que generen radicales que inicien la polimerización sólo cuando son sometidas a la acción de una radiación de luz.

En este caso, el producto es suministrado en un solo envase que contiene un líquido que se lleva sin mezcla previa a la fisura. Una vez que está ubicado allí, se hace actuar sobre él una luz (activador físico) que es absorbida por la sustancia iniciadora (una dicetona-amina, por ejemplo, la alcan-

for-quinona) que hace que se desencadene la polimerización. La luz utilizada es de color azul (alrededor de 470 nm de longitud de onda) y se genera por un dispositivo de curado intrabucal (p. ej., una lámpara halógena) que tiene potencia suficiente. En capítulos posteriores se analizarán en detalle las características de esos dispositivos y los cuidados que hay que tener en cuenta en su utilización.

En definitiva, existen dos formas de presentación o tipos de selladores de fosas y fisuras. Unos que pueden ser polimerizados sólo con los componentes que se incluyen en su composición: son los *autopolimerizables, autocurables* (curar significa en esta jerga "hacer polimerizar") o *de activación química*. Otros necesitan de un dispositivo generador de luz para poder ser polimerizados; son los *fotopolimerizables, fotocurables* o *de activación lumínica* (con luz).

En ambos casos la composición puede incluir, además de los componentes ya analizados, algunas otras sustancias. El polímero o copolímero resultante de la reacción es transparente o translúcido. Si bien esto puede ser útil para ver los tejidos dentarios vecinos al sellador, torna difícil al profesional (y al paciente) la detección de la presencia del sellador y su eventual pérdida o deterioro. Por eso es frecuente encontrar selladores que incluyen en la composición pigmentos (en general óxidos que refractan la luz o parte de ella) que otorgan al material un color (p. ej., blanco o amarillo oscuro). En algunos casos pueden estar reforzados con rellenos cerámicos dispersos, aunque no se ha demostrado la ventaja de unos sobre otros.

Además, algunos productos comercializados incluyen compuestos de flúor. Éstos, en contacto con el medio bucal, liberan ion fluoruro con lo que se trata de complementar la acción de sellado con la que produce ese ion sobre los procesos microbianos desmineralizantes involucrados en el proceso de caries. Otros productos incorporan ciertos agentes colorantes (p. ej., de color rosado) que permiten, por contraste con el color de los tejidos dentarios, colocarlos en el sitio apropiado con la cantidad mínima de excesos. Son selladores de fotocurado que, en el momento de su activación física, viran de color al blanco como señal de su adecuada polimerización.

Esta composición básica asegura el funcionamiento (transformación de líquido en sólido) de los selladores de fosas y fisuras, pero no es suficiente para que su utilización sea exitosa: el líquido debe penetrar en la fisura y quedar en ella una vez que llega a estado sólido.

Para que la penetración se produzca, la fisura (el espacio capilar) también debe reunir una serie de condiciones. Debe generarse además algún mecanismo que posibilite la adhesión entre el sellador y el diente (el esmalte en este caso). Ello no sólo para que el material no se desprenda sino también para que no quede ninguna solución de continuidad (brecha) entre él y el diente que posibilite el ingreso de microorganismos (filtración marginal). Se deben tomar, entonces, los recaudos necesarios para lograr este objetivo y el sellado de la fisura con éxito.

El líquido orgánico que entra en la formulación de un sellador está constituido por moléculas. Las uniones entre éstas son de tipo secundario y relativamente débiles. Por esto la tensión superficial es relativamente baja y el líquido puede ser atraído por una superficie, puede "mojarla" al alcanzar ángulos de contacto (o de humectancia) cercanos a cero grado. Puede, por ello, esperarse que entre en contacto íntimo con el esmalte de la fisura y así lograr adhesión.

La técnica debe apuntar a la preparación de las superficies de la fisura (superficie de esmalte) para favorecer y posibilitar el contacto al que se puede aspirar, lograr llenarla con el material y obtener adhesión.

El conocimiento de la estructura del esmalte dentario brinda los indicios necesarios para el análisis de la forma de lograr estos últimos objetivos.

Adhesión del sellador al esmalte dentario

La histología y la histoquímica enseñan que en este tejido existe, fundamentalmente y representando casi la totalidad de la masa, una estructura de cristales de hidroxiapatita orientada de tal modo que a gran aumento ofrece una imagen de prismas o varillas con forma de "ojo de cerradura", por lo menos en el caso de los dientes permanentes.

Esos cristales son de naturaleza iónica, ya que la mencionada hidroxiapatita es un compuesto de iones fosfato y calcio junto con grupos hidroxilo, lo que permite considerarla como un fosfato de calcio hidratado.

Las uniones iónicas denotan un sólido con elevada energía superficial. Por lo tanto, debe atraer hacia sí un líquido como el de los selladores, situación considerablemente favorable desde el punto de vista del objetivo de la técnica operatoria.

Sin embargo, esa superficie, tal como la ofrece un paciente, no se presenta exactamente en esas condiciones. Está contaminada con iones incorporados del medio bucal (carbonato, fluoruro, etc.) y, además, recubierta con una película orgánica o biofilm que rápidamente se deposita sobre el esmalte expuesto. Todo ello enmascara o interfiere la manifestación de la energía superficial del esmalte. En conclusión, no es posible colocar el sellador (líquido orgánico) sobre esa superficie dentaria y lograr un correcto contacto entre ambos.

Debe recurrirse a algo que permita limpiar el esmalte y prepararlo para recibir al sellador cuando éste quiera ser utilizado. Esa limpieza debe ser primeramente mecánica para eliminar la película orgánica (uso de abrasivos en polvo u otra técnica equivalente), y luego química para eliminar la capa de esmalte contaminada.

La limpieza química, ya que el esmalte es básicamente un cristal iónico de fosfato de calcio, se puede hacer con una solución ácida. Los iones hidrógeno contenidos en un ácido son capaces de disolver la hidroxiapatita de la superficie adamantina y dejar expuesto un esmalte limpio y con la energía superficial alta como para atraer al sellador en estado líquido.

La solución ácida a utilizar debe tener suficiente actividad para ejercer su acción en un lapso lo suficientemente breve para que sea compatible con el trabajo clínico. Al mismo tiempo su acción debe poder ser controlada para no dañar de manera exagerada la estructura dentaria.

De entre las distintas posibilidades, una solución acuosa de ácido fosfórico ha demostrado ser muy conveniente para el trabajo sobre esmalte no trabajado mecánicamente (no cortado con instrumental rotatorio o de mano) como el que se presenta en el caso del sellado de fosas y fisuras.

Este ácido es relativamente activo y al accionar sobre la hidroxiapatita, lo hace extrayendo calcio, que pasa a formar parte de la solución. Cuando se acumula cierta cantidad, se crean fosfatos insolubles que al precipitar sobre la superficie del esmalte limitan la acción del ácido. Este hecho se conoce como "efecto autolimitante" de la acción del ácido fosfórico sobre el esmalte dentario y se logra, como se dijo, al precipitar sales de fosfato de calcio insolubles que neutralizan la acción del ácido.

La concentración más adecuada del ácido en el agua para lograr una correcta acción en el esmalte está en el orden de 32 a 40% en masa, es decir, utilizando soluciones acuosas de ácido fosfórico entre el 32% y el 40%. Estas soluciones pueden presentarse como líquidos, jaleas o geles. Las dos últimas, al ser más viscosas, dan la ventaja de poder controlar el sitio exacto de colocación, sin involucrar zonas que no requieren la acción de la solución ácida.

Las concentraciones mayores o menores forman sales de calcio con mayor rapidez y, por lo tanto, su efecto sobre el esmalte puede ser menos satisfactorio. Al tratar el esmalte ya trabajado mecánicamente se pueden utilizar otras concentraciones de ácido fosfórico o bien soluciones de otros ácidos (maleico, nítrico, cítrico, oxálico, etc.), lo que se aprovecha en técnicas de preparación simultánea del esmalte y otros tejidos dentarios, como se analizará en los próximos capítulos. No obstante, el empleo de dichas soluciones no ha evidenciado ventajas apreciables respecto de la utilización del ácido fosfórico.

Las soluciones ácidas permiten lograr el resultado buscado en escasos segundos (15 a 30 segundos es un lapso considerado clínicamente apropiado).

Debe tenerse presente la formación de los mencionados fosfatos (o sales equivalentes en el caso de haber utilizado soluciones de otros ácidos) sobre la superficie del esmalte. Una vez que la solución ácida ha actuado durante el lapso adecuado, debe lavarse el esmalte profusamente con agua a presión para "barrerlos" eficientemente de la superficie. En caso contrario, se fracasa en el logro de contacto y adhesión entre la resina y el esmalte.

El tiempo mínimo de lavado puede ser estimado en 20 segundos aunque lo importante es que sea abundante, ya que no es posible "lavar de más" pero sí "de menos". Si bien el objetivo fundamental del lavado es eliminar las sales insolubles que se precipitaron sobre la superficie, cobra particular importancia cuando se usan geles o jaleas. Éstos contienen espesantes (que le dan adecuada viscosidad a la solución) que pueden permanecer sobre el esmalte, por lo que el lavado se transforma en un paso doblemente importante.

De la misma manera, luego del lavado se deberá secar por completo la superficie, ya que un mínimo espesor de humedad, aunque sea molecular, impedirá el contacto real buscado. Ese secado debe hacerse con técnicas que no contaminen la superficie, lo que interferiría con el objetivo por alcanzar, por lo que el aire que se utilice debe estar absolutamente libre de humedad, aceite, etc.

El uso de líquidos azeótropos del agua (p. ej., alcohol) no está contraindicado, pero no parece que sea indispensable. Existen incluso sustancias azeótropas comerciales para tal fin. Éstas tienen la propiedad de poder penetrar con facilidad en la profundidad de los surcos y fisuras para lograr la completa y total evaporación del agua presente en su interior.

La superficie así obtenida no sólo estará limpia; además, y de importancia fundamental para la técnica operatoria, se habrá logrado crear en ella irregularidades dentro de las cuales será posible adherir mecánicamente, a nivel microscópico, la resina restauradora.

Este resultado se produce porque, en la superficie del esmalte, están expuestos a la acción ácida las bases o los extremos de los cristales de hidroxiapatita, así como, en algunas zonas de los prismas o varillas, sus caras laterales. La acción del ácido se hace en igual lapso y con mayor profundidad en la base que en las caras laterales de los cristales y, por ello, la acción de limpieza y eliminación no es pareja.

Es interesante señalar que puede imaginarse que cada una de las irregularidades corresponde a la imagen de un prisma o varilla adamantina. Si se tiene presente que en el esmalte del diente permanente existen varias decenas de miles de prismas por milímetro cuadrado de superficie, puede deducirse que, con la técnica de limpieza con ácido, se logra obtener una enorme cantidad de lugares retentivos a nivel microscópico y una gran superficie de contacto.

Clínicamente, el efecto logrado se puede comprobar observando el cambio producido en la superficie adamantina. Ésta pierde su característico brillo y toma un aspecto blanco mate. Por lo obtenido, que tiene alguna similitud con técnicas de uso de ácidos para crear figuras en bajorrelieve sobre distintas superficies (técnica artesanal o artística del "grabado") se acostumbra llamar a la técnica de uso odontológico correspondiente *técnica de grabado ácido* del esmalte.

Como la superficie de esas microrretenciones tiene elevada energía superficial por la limpieza y el carácter iónico de la estructura, el sellador líquido puede penetrar en ellas y, al endurecer, quedar adherido mecánicamente a nivel microscópico. La adhesión micromecánica alcanzada es suficientemente eficaz en términos de resistencia adhesiva (tensión necesaria para producir desprendimiento) para asegurar de modo eficiente el sellado real de la fisura.

Ciertos autores mencionan la conveniencia de emplear, luego haber ejecutado la técnica de grabado ácido, un sistema adhesivo (como se detallará en el cap. 15) con la ventaja teórica de poder mejorar la interacción adhesiva. Sin embargo, no es contundente la evidencia al respecto. Además, se involucraría un paso clínico adicional con el consiguiente incremento del tiempo operatorio y un aumento en la posibilidad de cometer errores por el motivo mencionado precedentemente.

La aplicación de estos principios y de las técnicas de ellos derivadas permite obtener resultados clínicos altamente satisfactorios en el uso de los selladores.

Los posibles fracasos asociados con el empleo de los selladores de fosas y fisuras pueden ocurrir como consecuencia de la pérdida total o parcial del material o bien por la aparición de áreas de filtración en la interfaz esmalte-sellador (filtración marginal). Estos fracasos pueden deberse a una serie de causas, entre las que se enumeran: el empleo de pastas de limpieza inadecuadas, una técnica de grabado ácido incorrectamente realizada, la mezcla inapropiada de los componentes (en el caso de un sellador de autocurado), la aplicación incorrecta del sellante, la activación física insuficiente (en el caso de un sellador de fotocurado), la presencia de excesos no deseados de material en otras zonas de la topografía dentaria, la generación de burbujas en la masa del material que contribuirá a su mayor posibilidad de degradación en el medio bucal, el uso de un material vencido, etc.

Por último, y a título ilustrativo, debe mencionarse la posibilidad de emplear un cemento de ionómero vítreo como sellador de fosas y fisuras. La literatura ha demostrado que existe una mayor tendencia a la formación de caries oclusales durante el período eruptivo de los dientes. Así, un material, para efectuar el sellado de fosas y fisuras, debería ser capaz de proteger mecánicamente la superficie oclusal durante dicho período y liberar, idealmente, iones fluoruro a las piezas adyacentes para favorecer el proceso de maduración poseruptiva del esmalte dentario. Los cementos de ionómero vítreo, por poseer las cualidades mencionadas, pueden ser indicados para esta finalidad. Adicionalmente, al presentar los ionómeros una resistencia menor al desgaste que los selladores resinosos, a medida que los dientes alcanzan el plano oclusal y reciben las fuerzas oclusales con mayor intensidad, los selladores ionoméricos se van eliminando y dejan una superficie oclusal intacta. En el capítulo 12 se desarrollarán los contenidos vinculados con los cementos mencionados.

Ejercitaciones

- Describa las propiedades que son deseables en un sellador de fosas y fisuras.
- Explique la relación existente entre las características de las moléculas que constituyen la base del líquido a partir del cual se obtiene un sellador de fosas y fisuras y las propiedades analizadas en el punto anterior.
- Realice una comparación entre las ventajas e inconvenientes de un sellador de fosas y fisuras de autocurado en relación con las de uno de activación con luz.
- Describa y analice los cambios que se deben lograr en el esmalte dentario para alcanzar un sellado correcto de fosas y fisuras.
- Describa y justifique los pasos técnicos básicos en la realización de un sellado de fisuras.

10 Materiales y protección dentinopulpar

Las características del órgano dentinopulpar son complejas y dinámicas; la dentina y la pulpa están relacionadas histológicamente entre sí, acompañando la maduración y el envejecimiento de los dientes. Proteger la biología pulpar implica prevenir cualquier tipo de agresión que afecte el diente, ya sea desde el medio bucal o como consecuencia de las maniobras operatorias practicadas en la realización de las preparaciones cavitarias y/o los procedimientos de restauración aplicados.

Cuando se cortan estructuras dentarias durante la preparación cavitaria, se produce un desequilibrio en la interrelación existente entre los diversos componentes del tejido dentinario. Tal desequilibrio puede causar trastornos de diversa intensidad en el complejo dentinopulpar, que dependen de la agresión generada durante la preparación. Asimismo, luego de las maniobras operatorias, se produce un depósito de detritus de diverso origen sobre las paredes dentinarias, denominado barro dentinario o *smear layer*. La actitud frente a la presencia de esta capa "contaminante" debe ser activa ya sea modificándolo y eliminando su contenido microbiano, o bien eliminándolo total o parcialmente mediante el empleo de diversas sustancias que constituyen el punto de partida de los pasos técnicos que conducen a la realización de una restauración dentaria.

La protección de la biología pulpar comprende factores relacionados con un diagnóstico correcto, el empleo de la técnica operatoria adecuada y la utilización racional de los diversos materiales disponibles. Sólo se analizarán aquí los aspectos vinculados con los materiales y su relación con el órgano dentinopulpar. Una restauración realizada de modo apropiado protege el órgano dentinopulpar si consigue evitar la filtración marginal, es decir, si logra un sellado marginal adecuado, ya sea por mecanismos adhesivos o de algún otro tipo.

Otra de las condiciones que deben exigirse a las restauraciones es la capacidad de brindar protección biomecánica al remanente dentario. Esto sig-

nifica que ante una pieza vital, las maniobras restauradoras deben apuntar a conservar esa vitalidad y evitar la fractura del diente.

Una restauración que cubra la dentina expuesta puede proteger la pulpa dentaria, ya que actúa como una barrera aislante respecto del medio bucal. Esta protección involucra la generación de una protección físico-química al aislar al órgano pulpar del diente de estímulos térmicos y eléctricos, además de evitar que sustancias químicas o bien toxinas microbianas puedan difundirse hacia la pulpa.

Cuando una preparación o cavidad dentaria se ha terminado, no es posible asegurar la eliminación de todos los microorganismos presentes y de la posibilidad de lesión pulpar que su presencia determina. Al eliminar los tejidos afectados siempre quedan gérmenes viables y, por ello, se deben realizar algunas maniobras específicas de protección tendientes a controlar ese contenido microbiano.

Las maniobras de protección cobran mayor trascendencia ante preparaciones o cavidades profundas, o situaciones de gran permeabilidad dentinaria, donde quizá sean ciertos componentes de algunos materiales los que puedan ocasionar problemas pulpares por agresión química.

Desde el punto de vista de la protección dentinopulpar, las restauraciones deben lograr el sellado de los márgenes impidiendo la filtración, eliminar los microorganismos remanentes e impermeabilizar la dentina (sellar la entrada de los conductillos dentinarios para evitar la difusión de cualquier elemento nocivo para el mantenimiento de la salud pulpar).

Para ello es posible contar con los recursos que pueden utilizarse individualmente o combinados entre sí, como los que se analizan en los apartados siguientes.

Impregnación antiséptica y/o mineralizante

Pueden emplearse soluciones limpiadoras cavitarias (Tubulicid®, Consepsis® y otros son ejemplos de productos comerciales). Están compuestas por sustancias diversas y un antiséptico (p. ej., cloruro de benzalconio, clorhexidina, etc.), lo que resulta en una eliminación parcial del barro dentinario y una eficaz acción microbicida. Algunos productos, al tener incorporados fluoruros en su composición, también tienen acción mineralizante.

Ciertos sistemas adhesivos para composites (que serán analizados en el cap. 15) poseen acción antiséptica y algunos también acción mineralizante. Sin embargo, los monómeros residuales –es decir las moléculas que quedan sin polimerizar en forma completa– pueden trasladarse hacia la pulpa a través de los túbulos dentinarios y generar lesión de los tejidos del órgano dentinopulpar, sobre todo en preparaciones profundas (muy cercanas a la pulpa).

Además, hay que tener en cuenta que no sólo la presencia de bacterias tiene acción perjudicial, sino que también algunos componentes químicos de materiales empleados pueden provocar efectos tóxicos sobre las células del tejido pulpar.

Recubrimiento o *lining*

Con una serie de materiales, colocados en un espesor que no supera los 0,5 mm, se busca ejercer una acción antiséptica y estimulante de la dentinogénesis. Asimismo, se comportan como aislantes (fundamentalmente químicos) porque sellan la entrada de los conductillos dentinarios.

En esta categoría se encuentran las suspensiones, soluciones y ciertos cementos dentales. Por lo general, se busca que un *liner* contenga alguna sustancia química con posibilidad de ser liberada para poder generar una acción antiséptica y/o estimulante (p. ej., iones calcio, fluoruro, etc.).

Son materiales que se presentan, en algunos casos, en estado líquido (p. ej., ciertos barnices cavitarios), o bien en pastas de cierta fluidez (no experimentan reacción de fraguado; no endurecen). En otros, como los cementos dentales (que serán analizados en los caps. 11 y 12), se dispone de un polvo y un líquido que, luego de mezclados, generan una reacción de fraguado. Dentro de estos últimos, los de hidróxido de calcio y los ionómeros vítreos pueden ser utilizados como *liners*, recubrimientos o forros cavitarios. Esto es porque el material preparado, gracias a su consistencia fluida (gota), puede ser aplicado de modo puntual en una zona de interés (cercanía pulpar) y allí alcanzar su endurecimiento por medio de una reacción química.

El espesor mínimo de dentina remanente (espesor dentinario existente entre el piso cavitario y la cámara pulpar), necesario para evitar efectos citotóxicos de los componentes de ciertos materiales, se estima que oscila en alrededor de los 0,5 mm a 1 mm. Se ha establecido que, ante espesores dentinarios inferiores al rango mencionado, resulta conveniente la aplicación de un *liner,* constituido, por ejemplo, por un cemento de hidróxido de calcio, o bien de un cemento de ionómero vítreo para *lining* (véanse caps. 11 y 12).

Existen situaciones en las que puede producirse la exposición del tejido pulpar durante las maniobras de preparación cavitaria. De acuerdo con el diagnóstico previo, y en función de una serie de consideraciones que no constituyen los objetivos de esta obra, los recubrimientos colocados sobre la pulpa (protección pulpar directa) merecen una atención especial. Los compuestos a base de calcio son los indicados en estas circunstancias. Con ellos se busca generar la formación del denominado puente dentinario, que constituye una "barrera natural" de aislamiento de la pulpa dental. Este puente podría definirse como la respuesta biológica que genera el organismo ante la exposición, el producto a base de calcio es el que crea las condiciones favorables para que dicha respuesta se alcance (el logro de lo que podría denominarse una "cicatrización o reparación pulpar").

En los últimos años se vienen desarrollando nuevos materiales para el recubrimiento directo de la pulpa. Dichos desarrollos se realizan sobre la base de los conocimientos de la biología molecular asociados con el proceso de reparación tisular. Un ejemplo de ellos es un conglomerado de trióxidos minerales (MTA, por sus siglas en inglés) sobre el cual se hacen

comentarios adicionales en el capítulo 33 por su empleo en técnicas endodónticas.

Los modernos conocimientos sobre la biología molecular han permitido comenzar a encarar el desarrollo de materiales para asociarlos con el proceso de reparación de los tejidos dentinopulpares. Su base está constituida por proteínas extraídas de la dentina asociadas con proteínas colágenas o no colágenas y otros componentes de la matriz extracelular de la pulpa. Se hace referencia a la acción de moléculas bioactivas sobre la pulpa que inducen a la formación de dentina reparadora. También se están empleando en forma experimental algunas proteínas asociadas con factores de crecimiento que cumplen un papel fundamental en la dentinogénesis, principalmente en la reparación pulpar.

Base o relleno

Se emplean para esto los cementos dentales que, además de poder contar aunque en menor magnitud con las características citadas para los recubrimientos o *liners* (acción antiséptica y mineralizante), pueden tener propiedades como para rellenar socavados que debilitan la estructura dentaria remanente.

En estos casos, el material para base o relleno es aplicado en "capa gruesa", que supera los 0,5 mm de espesor. La preparación de estos cementos se realiza hasta conseguir una masa con viscosidad suficiente. Dentro de este grupo se encuentran también algunos tipos de cementos de ionómero vítreo.

Otros métodos

Ciertos recursos físicos relacionados con tecnologías emergentes, como el empleo del láser, pueden utilizarse para proteger el órgano dentinopulpar.

Hay distintos tipos de láser de uso dental (dióxido de carbono; neodimio-YAG; excímero o excimer láser y erbio-YAG). El principio básico de la acción del láser es la generación de una radiación electromagnética (luz) coherente, puntual y colimada que pueda ser absorbida por los tejidos dentarios duros. Una vez que se produce la absorción de la energía radiante, en esas estructuras se generan altas temperaturas. Este efecto en dentina da por resultado el sellado total de los conductillos por fusión (para el caso del láser de dióxido de carbono) y una eficaz acción antimicrobiana por vaporización. Obsérvese que se están cumpliendo dos objetivos de la protección dentinopulpar: impermeabilizar la dentina con alguno de estos dispositivos y eliminar los microorganismos.

Sólo algunas radiaciones láser se pueden aplicar sobre los tejidos mineralizados del diente, ya que debe asegurarse el citado efecto de eliminación de microorganismos y sellado de conductillos con garantías de ausencia de generación de temperaturas en profundidad que podrían afectar la vitalidad pulpar.

Ejercitaciones

- Describa las condiciones que posibilitan la utilización de un material en una protección pulpar directa (pulpa dentaria expuesta).
- Describa las diferencias entre lo que suele denominarse recubrimiento cavitario o *liner* y una base cavitaria.
- Analice las propiedades principales y las características deseables en un material para base cavitaria.



11 Cementos

Los cementos constituyen un grupo de materiales que se utilizan en operatoria dental y, además, en otras ramas de la odontología como la prostodoncia, la endodoncia, la ortodoncia, la periodoncia y la cirugía bucal.

La palabra *cemento*, en una de sus acepciones, denota una sustancia que sirve para unir, pegar, adherir dos cosas. De hecho, en odontología los cementos se utilizan con esa finalidad en algunas ocasiones. Sin embargo, estos mismos materiales también se usan con otros fines.

Desde el punto de vista de su composición y estructura, los cementos son materiales que se preparan a partir de la combinación de un polvo con un líquido. En función de la cantidad de polvo que se emplea en relación con una cantidad de líquido (lo que se denomina relación polvo/líquido) puede obtenerse una consistencia diferente (viscosidad) en la pasta resultante. A partir de esta diferencia, puede emplearse con distintas finalidades que incluyen la realización de restauraciones. Por supuesto que las propiedades finales varían en función de la relación polvo/líquido empleada, como más adelante se analizará.

El mencionado polvo está constituido por una base desde el punto de vista químico; concretamente, se trata de un óxido básico o un hidróxido, o sea, un compuesto cerámico (contiene átomos metálicos y no metálicos). El líquido, por otro lado, es de reacción ácida o una solución de un ácido en agua.

Una vez realizada la mezcla y obtenida la consistencia buscada, el material está en forma de una masa plástica constituida por una fase sólida (el polvo) y una fase líquida (el ácido o solución ácida). Si el óxido o hidróxido es capaz de solubilizarse, la composición de la fase líquida cambia al cabo de algún tiempo al incluir el componente solubilizado.

Como es de esperar, el óxido o hidróxido disuelto al encontrarse con un ácido reacciona formando una sal y ésta, en los primeros momentos, al es-

tar en escasa cantidad, queda en solución en el líquido. Al aumentar la cantidad de sal formada en función de la cantidad de polvo disuelta, aumenta su concentración en la fase líquida y, eventualmente, llega a sobresaturarse y producirse la precipitación de compuestos sólidos. En el ámbito de la mezcla se observa un aumento de la consistencia (viscosidad) y una pérdida paulatina de la posibilidad de ser trabajada.

Cuando la cantidad de sal precipitada es suficientemente elevada, la pasta tiene aspecto de sólido; se dice, entonces, que el cemento ha endurecido o fraguado. En esa estructura fraguada pueden distinguirse estructuralmente dos partes o fases bien diferenciadas: los restos de polvo que no han llegado a ser disueltos del todo rodeados por una matriz salina resultante de la reacción entre lo disuelto y el líquido. Una estructura de este tipo se denomina *estructura nucleada* (núcleos y matriz).

Resumiendo, puede decirse que el fraguado de un cemento se produce por medio de un mecanismo que incluye tres etapas sucesivas:

1) disolución del polvo básico en un líquido ácido,
2) reacción entre lo disuelto y el ácido con formación de sal,
3) precipitación de la sal.

Como la composición final incluye una matriz constituida por un compuesto cerámico iónico (la sal formada), un cemento siempre tiene alguna posibilidad de desintegración en un medio acuoso como es el medio bucal.

También puede deducirse que cuanto menor es la cantidad de esa matriz presente, menor es la posibilidad de disolución. Como esa cantidad está determinada por las cantidades relativas de los componentes empleados en la mezcla, puede concluirse que a mayor relación polvo/líquido (mayor cantidad de polvo para una determinada cantidad de líquido) menor es la posibilidad de disolución (mayor la estabilidad química en el medio bucal).

Por otro lado, si a mayor relación polvo/líquido corresponde menor cantidad de matriz y, a la inversa, mayor cantidad de núcleos (polvo sin disolver), las propiedades mecánicas resultan más elevadas, ya que son fundamentalmente estos núcleos los que las determinan.

Como corolario de estas últimas observaciones puede establecerse que en el empleo de los cementos en el trabajo odontológico se deben utilizar mezclas con la mayor relación polvo/líquido compatible con una adecuada mezcla (todo el polvo debe ser mojado convenientemente por el líquido) y con una consistencia (viscosidad) adecuada al trabajo en particular que se piensa realizar. De esta manera se podrá conseguir una masa final con las mejores condiciones de estabilidad química y propiedades mecánicas.

Estas consideraciones son válidas para todos los materiales que entran en la categoría de cementos, es decir, para todos los que se basan en un óxido o hidróxido que es mezclado con un ácido para producir el fraguado por formación de una sal. Sin embargo las propiedades finales, tanto químicas como mecánicas, son obviamente diferentes en función de cuáles son el óxido y el ácido que se utilizan.

Es fácil asociar la estabilidad química con la capacidad de disolución de la sal iónica formada. A su vez, ésta es consecuencia de la diferencia de electronegatividad entre su catión y su anión: cuanto mayor es esa diferencia, mayor es la facilidad de disolución. Dicho de otro modo, a mayor electronegatividad del catión que se encuentra en el polvo, mayor será su estabilidad química, es decir que su solubilidad será menor.

Para el uso odontológico existen cementos basados en la formación de sales con tres cationes diferentes: calcio, cinc y aluminio. Como es de esperar, dado que la electronegatividad aumenta desde el primero hasta el tercero, los cementos en los que se forman sales de calcio son menos estables que aquellos en los que se forman sales de cinc y éstos, a su vez, son menos estables que los que tienen en su matriz sales de aluminio. Los usos clínicos de cada uno de ellos son, por supuestos, diferentes.

Cementos con sales de calcio

El hidróxido de calcio es una sustancia que al mezclarse con agua crea un medio alcalino (pH superior a 10). Por esta razón, esa mezcla ha sido y es utilizada con frecuencia en situaciones de pequeñas exposiciones de tejido pulpar vital para promover su cicatrización (formación de dentina que cierre la exposición). Se interpreta que el medio alcalino que crea su presencia dificulta el desarrollo microbiano y permite la diferenciación de odontoblastos y la formación de esa nueva dentina.

La citada mezcla de hidróxido de calcio con agua no constituye un cemento, ya que no es posible formar una sal a partir de ella. La pasta así obtenida no es capaz de fraguar (endurecer) y ello trae alguna dificultad en su empleo clínico. Generalmente reciben el nombre de suspensiones y el solvente puede estar constituido no sólo por agua sino que, en otras presentaciones, puede estar representado por sustancias orgánicas (p. ej., metilcelulosa o etilcelulosa). Más adelante se detallarán otros tipos de suspensiones de hidróxido de calcio en moléculas orgánicas con capacidad para polimerizar.

Para simplificar el trabajo se ha desarrollado un material de tipo cemento en el cual se mezcla la base hidróxido de calcio con una sustancia con capacidad para actuar como ácido. Esta última es, en los productos comerciales existentes, un derivado del ácido salicílico. En este caso se puede obtener una sal (un salicilato) y la posibilidad de fraguado. El material puede considerarse un *cemento de hidróxido de calcio,* aunque con frecuencia se lo denomina *hidróxido de calcio fraguable.*

El profesional cuenta con dos pastas preparadas industrialmente y que son fáciles de manipular. Una de ellas contiene el hidróxido de calcio junto con sustancias líquidas (glicoles, por ejemplo) para formar la pasta. La otra contiene el derivado de ácido salicílico también junto con los componentes necesarios para lograr la pasta deseada.

Al mezclar sobre una superficie (p. ej., la superficie de un bloque de papel impermeable) porciones aproximadamente iguales de ambas partes se

obtiene una pasta final que se lleva con cierta rapidez (el tiempo de trabajo es breve) a la zona deseada. En presencia de humedad (existente sobre el tejido dentario vital) el endurecimiento es sumamente rápido.

Para mejorar las condiciones de trabajo o las propiedades finales se pueden incorporar a las pastas otros componentes. Los más frecuentes son los compuestos de bario para lograr radioopacidad y algunas resinas o polímeros, como el "teflón", para hacerlos más resistentes a la acción química especialmente en medios ácidos.

Pero, incluso con estos últimos agregados, el producto final (cemento fraguado) resulta poco estable químicamente. Su elevada solubilidad en el medio bucal hace que no se lo emplee expuesto a él. Es decir que no se lo utiliza para restauraciones sino debajo de otros materiales en forma de un recubrimiento (*liner*) en las zonas más profundas de una lesión. De esta manera, al solubilizarse se crea un medio alcalino que inhibe el desarrollo microbiano y permite la recuperación pulpar.

Los valores de las propiedades mecánicas finales son reducidos. El módulo elástico es de apenas unos centenares de megapascal (300 MPa). Por este motivo se lo utiliza en espesores reducidos (*liner*) y con vistas a lograr la acción terapéutica descrita y no un relleno que mejore mecánicamente la situación del diente con la lesión.

Como ya se anticipó, existen materiales destinados a alcanzar la misma acción (crear ambientes alcalinos por liberación de hidróxido de calcio), pero con un mecanismo de funcionamiento diferente. Son las ya citadas suspensiones de hidróxido de calcio en un líquido constituido por moléculas con capacidad de polimerizar por adición. Se presentan en un único envase (oscuro) ya que sólo es necesario llevar la pasta suministrada y, una vez ubicada en posición, activar la polimerización con una luz apropiada (como la utilizada en los selladores de fisuras fotocurables). Se ha podido establecer que la magnitud de la liberación de iones por parte de estos materiales es menor que la que generan los cementos en los que el mecanismo de fraguado se alcanza por la ya analizada reacción ácido-base.

De modo experimental se han desarrollado cementos en los cuales se forman, como resultado de la reacción, compuestos de calcio relativamente estables como para posibilitar su empleo en procesos que requieren esta propiedad química. No existen, por el momento, en el ámbito comercial para uso en operatoria dental.

Cementos con sales de cinc

Otro grupo de cementos tiene como componente fundamental el óxido de cinc. Puede obtenerse a partir de éste un polvo que, si está libre de pigmentos, se presenta de color blanco. Esto último se debe a su naturaleza multicristalina. Cada partícula de polvo está constituida por una cantidad de cristales. La luz, al refractarse cuando atraviesa cada uno de ellos, no puede ser transmitida a través del conjunto, con lo que aparece el aspecto opaco y blanco.

Esta característica hace que no sea posible obtener armonía óptica en restauraciones confeccionadas con los cementos que tengan este óxido como base de su composición. Por otro lado, la solubilidad relativamente alta de las sales del catión cinc hace que se los utilice aislados del medio bucal por otros materiales o como restauraciones de tipo provisorio.

Cemento de óxido de cinc-eugenol

El polvo, que puede ser simplemente óxido de cinc en forma pura, es mezclado con un líquido que puede ser eugenol también en forma pura. Este eugenol (que es el principio activo de la denominada *esencia de clavos*, sustancia que se prepara a partir de los botones florales de una planta) es químicamente un fenol (2-metoxi-4-propenil-fenol).

Al mezclar ambos componentes (la relación polvo/líquido y, en consecuencia, la consistencia resultante, puede variarse en función del uso que se le pretenda dar) y con una mínima presencia de humedad (agua), se produce la reacción de formación de una sal y el endurecimiento de la pasta por el mecanismo descrito para los cementos en general. En función de la sal formada también se denomina a este material *cemento de eugenolato de cinc*. Como esta reacción es muy lenta, frecuentemente se la acelera agregando a la composición sales como el acetato o propionato de cinc en el polvo o los correspondientes ácidos (acético o propiónico) al líquido, con lo que se puede obtener un material que fragua en pocos minutos.

La presencia de humedad y/o temperatura elevadas aceleran estas reacciones. La presencia de eugenol provee cierta acción bacteriostática y también antiinflamatoria. Esta última, si bien puede significar un beneficio por producir algún alivio del dolor, puede enmascarar cuadros clínicos e interferir los mecanismos de defensa de la vitalidad pulpar que necesitan el proceso inflamatorio. De todas maneras, y por estas características, todavía se utiliza cuando se quiere modificar un cuadro clínico de presencia de cierta cantidad de cavidades de caries activas en una boca (inactivación de la boca). A través de la obturación provisoria y fácil de todas ellas con un material de estas características se logra controlar la infección de la boca dando tiempo luego a la resolución definitiva de sus secuelas, es decir, a la restauración de las lesiones cavitadas.

Como las propiedades mecánicas obtenidas (p. ej., módulo elástico de no más de 500 MPa) conspiran contra la durabilidad de esas restauraciones provisorias, en la composición pueden incorporarse sustancias para mejorar el resultado final.

En este último sentido, el agregado al polvo de partículas de polímeros (p. ej., polimetacrilato de metilo) permite elevar el módulo elástico a algunos miles de MPa al mismo tiempo que mejorar la estabilidad química en el medio bucal. Con un cemento de óxido de cinc-eugenol así modificado se pueden realizar restauraciones *intermedias* por su mayor durabilidad.

Merece destacarse que tanto el eugenol como otros derivados fenólicos presentes en estos u otros cementos materiales son sustancias que inter-

fieren en el mecanismo de polimerización de las resinas, debido al efecto inhibitorio ejercido en las reacciones redox que se desencadenan en ese proceso. Por ello, se debe evaluar cuidadosamente su empleo cuando se prevea la posterior utilización de un material que endurezca por polimerización.

Cemento de fosfato de cinc

Como se puede deducir a partir del nombre de este cemento, en él el polvo de óxido de cinc es mezclado con una solución de ácido fosfórico. En realidad el polvo es preparado industrialmente para regular su reactividad y con ello, el tiempo de trabajo y fraguado. La preparación consiste en producir un sinterizado de las partículas originales de óxido de cinc. Este proceso representa someterlas a temperaturas elevadas (mayores que 1.000° C), con lo que las partículas se unen entre sí (se pegan) sin fundirse y con ello su capacidad de reacción disminuye.

Para facilitar este proceso se mezcla el óxido de cinc con otras sustancias como el óxido de magnesio y por eso se describe al polvo como constituido mayoritariamente por óxido de cinc (alrededor del 90% en masa) y otros óxidos (10%), representados principalmente por el de magnesio. Pueden incorporarse pigmentos para lograr cierto color aunque sin translucidez por las razones ya citadas.

El líquido es una solución acuosa de ácido fosfórico con algunos fosfatos agregados para regular la acidez (*buffers*) y así la velocidad de reacción (tiempo de trabajo y de fraguado). Es importante cuidar este líquido manteniéndolo en envases bien cerrados. La pérdida de agua por evaporación o su incorporación si se lo expone a un medio de elevada humedad relativa modifica la concentración de los componentes y con ello, la velocidad de reacción y las propiedades finales.

Cuando se incorpora el polvo de este cemento al líquido, se pone en marcha una reacción química. El líquido ácido disuelve la superficie del polvo alcalino, lo que da lugar a una reacción exotérmica. La mezcla debe realizarse de forma tal que la temperatura aumente lo menos posible como consecuencia del calor generado.

Algunos aspectos importantes para considerar cuando se realiza la manipulación de un cemento de fosfato de cinc se analizan a continuación.

El polvo se debe agitar antes de extraerlo de su recipiente para uniformar su contenido, especialmente en lo que al tamaño de partículas se refiere. Lo mismo se sugiere para el envase que contiene el líquido. Ambas observaciones son válidas también para otros cementos que son provistos en forma de polvo y líquido. Seguidamente, se dosifica el polvo con un dispensador. En algunas ocasiones, éste es provisto por el fabricante pero, cuando no es así, es conveniente preparar uno "ad hoc" de modo de poder obtener una mezcla previsible.

Se coloca el polvo sobre una placa de vidrio limpia, seca, lisa y gruesa (de 2 cm de espesor, aproximadamente), en una de sus esquinas. La masa de una placa de vidrio de estas características permite que el calor generado por la reacción sea absorbido en forma conveniente; así no se ve afectada significativamente la velocidad de la reacción y la posibilidad de incorporar la cantidad adecuada de polvo a la mezcla. El líquido (el fabricante puede indicar el número de gotas para la porción de polvo medida) se ubica en una zona de la loseta alejada del polvo. La proporción habitual para un cemento de fosfato de cinc de consistencia primaria (es decir, para la cementación de restauraciones de inserción rígida) es de poco más de 2,5 gramos de polvo por cada 1,0 mL de líquido; para otras aplicaciones, como la realización de restauraciones provisorias, la cantidad de polvo puede ser mayor.

Antes de comenzar la mezcla propiamente dicha, el polvo debe dividirse en cuatro o seis partes iguales (según el producto en particular). Teniendo todo dispuesto, el polvo se va añadiendo al líquido poco a poco y a intervalos de 15 segundos, hasta un tiempo total de 60-120 segundos. Si se acelera el régimen de incorporación del polvo al líquido, la reacción se acelera y con ello la velocidad de generación de calor. También en este caso disminuye el tiempo de trabajo y la posibilidad de alcanzar una correcta relación polvo/líquido.

Para facilitar la disipación del calor de reacción, la mezcla debe realizarse sobre un área amplia de la loseta, mediante pasadas que abarquen gran superficie de ella y utilizando una espátula metálica flexible. Es conveniente comprobar la consistencia del cemento antes de añadir la última parte de polvo. Es posible que sólo se necesite una fracción de ella para alcanzar la consistencia necesaria. Cuando el cemento logra la consistencia de cementación, forma filamentos de hasta poco más de un par de centímetros al intentar levantarlo por encima de la superficie de mezcla con el extremo de la espátula. Como se anticipara, la reacción de fraguado del cemento de fosfato de cinc es exotérmica.

Con estos cuidados, que buscan incorporar la mayor cantidad de polvo a la cantidad medida de líquido compatible con las necesidades del trabajo, el resultado final es más resistente y más estable químicamente.

El producto final tiene propiedades mecánicas que pueden, en cuanto al módulo elástico, llegar a equiparar a la dentina (13.000 a 15.000 MPa). Sin embargo, el cemento no se puede unir estructuralmente al diente, ya que la sal se forma independientemente de los componentes de éste. Por este motivo, el comportamiento mecánico de la pieza dentaria no se ve modificado por la presencia del cemento de fosfato de cinc (las fuerzas no se pueden transmitir de una estructura a otra para reducir la tensión resultante).

Precisamente para lograr esa integración es que fue desarrollado otro cemento que mantiene en el polvo la misma composición básica, el cemento de policarboxilato de cinc.

Cemento de policarboxilato de cinc

Este material está constituido por un polvo con composición y preparación industrial similar a la descrita para el cemento de fosfato de cinc.

El líquido difiere sustancialmente en lo que respecta al ácido que es disuelto en agua para generar la reacción típica de los cementos y fraguado por formación de sal. Se obtiene a partir de un ácido orgánico (o sea con grupos carboxilo) con dobles ligaduras en su molécula (es decir, un ácido alquenoico) como pueden ser los ácidos acrílico, maleico u otros. Industrialmente se los hace polimerizar (por adición) con lo que se obtiene un ácido polialquenoico (o policarboxílico) como el poliacrílico, polimaleico o copolímeros de éstos con otro ácido (p. ej., el itacónico). El grado de polimerización obtenido es por lo general de varias decenas de miles.

El ácido mezclado industrialmente con agua (la cantidad de ésta es importante como en los ya analizados cementos de fosfato de cinc) se ioniza (se obtiene el ion de un polímero) y con ello se logra la posibilidad de una reacción como para generar un cemento con la capacidad de fraguar.

Lo interesante de esta situación es que cada molécula tiene muchos grupos ácidos (grupos carboxilo), pues es el resultado de la unión (polimerización) de muchas. Una misma molécula tiene por esto la posibilidad de formar una sal con el catión presente en el polvo (en este caso fundamentalmente el catión cinc) pero, a través de otros de sus grupos carboxilo, puede hacerlo con otro como el calcio presente en la estructura dentaria.

Así, por medio de este último mecanismo, el material final queda unido (adherido) químicamente al diente pudiendo, en teoría, llegarse a formar una única estructura desde el punto de vista mecánico y permitiendo, además, alcanzar el sellado marginal en la restauración al no existir una brecha entre ella y el diente.

La idea es de interés clínico, pero el problema es que está basada en un material con solubilidad relativamente elevada por el tipo de catión presente en la sal (matriz) y con propiedades mecánicas no muy convenientes (módulo elástico de unos pocos miles de MPa). No obstante, constituyó la base para el desarrollo de otros materiales con formación de sales de aluminio, más estables y de propiedades más satisfactorias, que se analizarán en el próximo capítulo.

Otros materiales para restauraciones provisorias

Si bien están fuera del tema de los cementos, merece la pena mencionar en este momento otros materiales que a veces se emplean en el trabajo clínico. Se trata de algunos productos que se adquieren en forma de pastas ya preparadas y envasadas en pote o pomos que permiten muy fácilmente confeccionar una restauración provisoria. Sólo es necesario tomar la pasta y utilizarla.

Muchos de ellos están constituidos por un polvo de yeso (véase cap. 20), óxido de cinc y algún vehículo líquido (p. ej., una cola vinílica). En presencia de la humedad del medio bucal el yeso contenido permite alcanzar un fraguado razonable. Otros productos son suspensiones de un polvo en moléculas capaces de polimerizar cuando son convenientemente activadas por acción de una luz.

Las propiedades químicas, físicas y mecánicas de estos productos sólo permiten su utilización con finalidades temporarias, pero se emplean en algunas ocasiones por la facilidad y rapidez de manejo.

Ejercitaciones

- Describa la reacción que caracteriza el fraguado o endurecimiento de los materiales conocidos como cementos dentales.
- Clasifique los cementos dentales en función de su composición química y asocie esa clasificación con sus posibles aplicaciones.
- Analice la forma en que algunos cementos dentales logran generar alguna interferencia en el desarrollo microbiano.



12 Ionómeros vítreos

En la actualidad, los cementos que se utilizan con mayor frecuencia en operatoria dental son los cementos de ionómero vítreo o simplemente ionómeros vítreos.

En el capítulo anterior se han analizado las características generales de los cementos y su modo de funcionamiento, así como algunos aspectos de aquellos que logran su fraguado en función de la formación de sales de calcio y de cinc.

Al encarar el estudio de estos últimos se describió un cemento con posibilidades de adhesión a la estructura dentaria en función de la utilización de un ácido polialquenoico (policarboxílico) en solución acuosa. El producto final resultante, que se debe a la combinación de ese ácido con un polvo basado en óxido de cinc, es relativamente muy soluble en el medio bucal.

El cemento de ionómero vítreo, cuyo estudio se encara en este capítulo, tiene algo en común con el de policarboxilato de cinc. También en él, el líquido es una solución acuosa de un ácido polialquenoico. Como en esa solución el ácido está ionizado, puede considerarse que contiene el ion de un polímero o, juntando ambos términos, un *ionómero,* que es una de las palabras utilizadas para denominar a este material.

La segunda palabra, *vítreo,* proviene de la estructura del polvo con el cual el líquido se combina para formar la mezcla y utilizarlo. Se trata de una estructura cerámica amorfa, conocida como vidrio. Desde ya, esto indica una diferencia sustancial con los cementos basados en óxido de cinc. Este último fue descrito como una estructura multicristalina y por ello opaca. Una estructura vítrea, por el contrario y al ser amorfa, puede ser transparente o translúcida y, en función de ello, puede ser la base de un material con posibilidades de otorgar armonía óptica a una restauración realizada con él.

Para obtener industrialmente ese polvo, se funde óxido de silicio (sílice) junto con óxido de aluminio (alúmina) y después se muele la masa sólida

obtenida luego del enfriamiento. Como el aluminio tiene una valencia diferente de la del silicio (tres en lugar de cuatro) se crea en la estructura del vidrio una situación inestable que permite que ese aluminio se desplace. Esto sucede con facilidad cuando se lo mezcla con soluciones ácidas, ya que los iones hidrógeno (protones) presentes en ellas pueden ser tomados por el vidrio con desplazamiento o liberación de iones aluminio.

Esos iones aluminio liberados pueden combinarse con el anión del ácido para formar una sal que al aumentar en concentración se precipita alcanzándose el endurecimiento o fraguado de la mezcla.

Esta reacción de liberación de iones por parte de un vidrio de alúmina y sílice atacado por un ácido fue utilizada hace años para formular el primer material de uso odontológico que permitió lograr restauraciones con armonía óptica: el cemento de silicato.

En él, ese polvo vítreo era mezclado con una solución acuosa de ácido fosfórico para obtener una masa plástica que se endurecía básicamente por formación de fosfato de aluminio.

Una reacción similar se produce en el hoy utilizado ionómero vítreo. La diferencia fundamental está en que, al usar un ácido polialquenoico para la solución en agua, se puede lograr no sólo la relativamente baja solubilidad en el medio bucal de las sales de aluminio, sino también la posibilidad de adhesión a las estructuras dentarias.

Composición

En el cemento de ionómero vítreo, que también se denomina a veces *cemento de polialquenoato de vidrio*, ya que el líquido es una solución del polímero o copolímeros de ácidos alquenoicos, el polvo es un vidrio molido basado en sílice y alúmina. La proporción en la que se mezclan esos óxidos determina, junto con otros factores, la facilidad con que puede ser atacado por un ácido y con ello la velocidad de la reacción de endurecimiento del cemento. El fabricante lo regula en función de la indicación del uso al que destinará el producto (p. ej., restauraciones, recubrimiento o *liner*, base o relleno, restauración intermedia, sellado de fosas y fisuras, fijación de restauraciones de inserción rígida o reconstrucción de muñones).

Es interesante notar que para lograr la fusión de la sílice y la alúmina para formar el vidrio resulta conveniente incorporar otras sustancias que faciliten el proceso. Estas sustancias, conocidas como fundentes, pueden ser diversas, pero resultan adecuados algunos fluoruros. Si bien la finalidad de su incorporación es inicialmente industrial, como se verá, su presencia adquiere importancia en la clínica odontológica.

Hay otros óxidos, como puede ser el de calcio a algún otro catión, que se incorporan para balancear en parte el desequilibrio energético que produce la presencia de dos elementos de valencia diferente como el silicio y el aluminio. Otros, como los de estroncio o bario, son incorporados para lograr radioopacidad (posibilidad de detección del material en radiografías). Se agregan además pigmentos para imitar el color de los tejidos dentarios. De

hecho, un mismo producto comercial es suministrado muchas veces en varios envases con polvos que corresponden a distintos matices según alguna guía, también provista, para que se pueda seleccionar el más adecuado en cada situación clínica en particular. La reactividad del polvo está controlada por la relación entre los componentes básicos –óxido de silicio y de aluminio– y también por la temperatura de fusión y por el tratamiento térmico realizado por el fabricante al enfriar el vidrio industrialmente. La forma de realizar la posterior molienda permite obtener tamaños de partículas diferentes. El rango de tamaños de partícula presentes en los distintos productos comerciales oscila entre los 4 y los 40 micrómetros y estas diferencias repercuten en las proporciones en que se hace la mezcla con el líquido y en las propiedades finales del material con que se condiciona su empleo clínico.

El líquido, como ya se indicó, es una solución en agua –por lo general en una concentración de 40% a 45% en masa– de polímeros o más habitualmente copolímeros de ácidos alquenoicos (acrílico, maleico, itacónico, etc.). Con mucha frecuencia se incorpora a la solución cierta cantidad de ácido tartárico (5% a 15%). Éste toma iones con facilidad y evita la formación demasiado rápida de las sales de ácidos polialquenoicos (polialquenoatos). De esta manera se puede prolongar el tiempo de trabajo sin afectar el fraguado final y así facilitar la labor del profesional al regularse el desplazamiento de iones del vidrio durante la reacción ácido-base.

Algunos fabricantes utilizan un procedimiento de desecación del líquido por congelación y vacío para obtener el ácido polialquenoico en forma de sólido. Éste es incorporado al polvo que, de esta manera, es lo único que se vende al profesional. Para utilizar estos ionómeros, denominados *anhidros*, ese polvo es mezclado con agua, lo que regenera la solución de ácido y la formación de los iones necesarios para la reacción.

Otras veces esto se hace parcialmente y se provee un líquido que es casi totalmente agua con una pequeña cantidad de componentes como el ácido tartárico, ya que el resto de los componentes se encuentran en el polvo. Se los denomina, en este caso, ionómeros vítreos *semianhidros*.

La ventaja de estas últimas dos formas de presentación radica en evitar el uso de líquidos bastante viscosos y algo difíciles de manipular como son las soluciones de ácidos polialquenoicos.

Reacción de fraguado

Una vez realizada la mezcla de los componentes (polvo y líquido o polvo y agua, según sea el caso), el polvo comienza a incorporar protones (iones hidrógeno que resultan de la ionización del ácido) en su estructura vítrea (con lo que se constituye un gel de sílice alrededor de las partículas) y a desplazar hacia afuera de ella cationes, como el calcio, el estroncio o el cinc y, especialmente, el aluminio. Éstos eventualmente forman las sales determinantes del fraguado y constituyentes de la matriz de la estructura nucleada final (los núcleos son las partículas no reaccionadas como en todo cemento).

El proceso tarda en completarse, aunque la masa adquiere el aspecto de endurecida al cabo de unos minutos (cuatro a siete en promedio). Este fraguado inicial se caracteriza por la formación de una matriz basada en sales de polialquenoato de calcio, estroncio o cinc. Por ello se debe proteger el material de la acción del medio bucal durante un tiempo. En caso contrario, no se completa de manera adecuada la reacción de formación de la sal de aluminio y, al poco tiempo de expuesto al medio bucal, el material se deteriora. El fraguado final o "maduración química" del cemento ocurre como consecuencia de la precipitación de una sal de polialquenoato de aluminio.

Es interesante destacar que junto con la salida de cationes de la estructura del vidrio también se produce la salida de los fluoruros que habían sido utilizados en la preparación del vidrio. Estos fluoruros no intervienen en la reacción de fraguado, sino que quedan relativamente libres en la estructura y pueden salir de ella cuando son expuestos al medio bucal.

Esta última situación resulta beneficiosa porque la presencia de compuestos de flúor alrededor de la restauración ayuda a los procesos de mineralización y protección contra la aparición de lesiones de caries en su cercanía.

Una vez que cierta cantidad de esos iones fluoruro ha sido liberada, el material puede reincorporarlos a expensas del hidrogel silíceo que rodea cada una de las partículas de vidrio que constituyen los núcleos de la estructura del cemento endurecido. Esta situación puede generarse a partir de una topicación que se realice como acción preventiva odontológica, o bien por el empleo de enjuagatorios o pastas dentales que contengan fluoruros y sean de uso rutinario por parte de un paciente, portador de restauraciones realizadas con ionómeros.

Hasta aquí se han detallado las consideraciones respecto de la reacción de fraguado que caracteriza a todos los cementos de ionómero vítreo. Como se analizará más adelante, existen ionómeros con posibilidad de completar su endurecimiento por medio de una reacción de polimerización que acompaña a la reacción ácido-base.

Dentro de la categoría de ionómeros que sólo alcanzan su fraguado por reacción ácido-base, a veces denominados *convencionales*, se dispone hoy en día de los ionómeros de alta densidad. Estos productos son ionómeros convencionales (sólo fraguan por reacción ácido-base) y pueden presentar o no refuerzos metálicos en su composición (concepto que será abordado más adelante).

Entre sus características más interesantes se destacan: la presencia de vidrios mejorados (de menor tamaño de partícula y mayor reactividad) en su composición que permiten obtener mayor consistencia en la mezcla (mayor relación polvo/líquido) y estabilidad química. Debido a que también poseen mejores características físico-químicas y mecánicas, se indican de rutina en procedimientos preventivos y de inactivación de bocas con caries dental. También se los asocia con técnicas de instrumentación manual no invasivas, como los denominados *tratamientos restauradores atraumáticos.*

En resumen, los ionómeros vítreos de alta densidad son ionómeros convencionales que endurecen más rápido, liberan altas y sostenidas cantidades de fluoruros y presentan propiedades mecánicas mejoradas.

Adhesión a las estructuras dentarias

Como ya se analizó, los cementos a base de ácidos polialquenoicos tienen la posibilidad de adherirse químicamente a las estructuras dentarias al reaccionar parte de los grupos carboxilo de sus moléculas especialmente con el calcio de la hidroxiapatita.

Para que esto se produzca es necesario poner el material en contacto con el tejido dentario cuando todavía existen grupos carboxilo sin reaccionar. Si se demora el trabajo clínico y se deja avanzar la reacción, lo que se puede notar por la pérdida de brillo de la mezcla que indica que ya no hay en su superficie líquido (ácido) disponible, no se logra la adhesión deseada.

Cuando se quiere mejorar esa adhesión, se puede preparar la superficie dentaria tratándola con soluciones de ácidos polialquenoicos (p. ej., poliacrílico al 10% o 25%) durante algunos segundos y luego lavando. Estas soluciones se comercializan con el nombre de *soluciones acondicionadoras.*

Propiedades

Ya se ha mencionado la solubilidad relativamente baja de los ionómeros que se genera por el hecho de la formación de sal de un catión con electronegatividad relativamente alta como el aluminio. Es posible realizar con este material restauraciones que pueden ser consideradas definitivas.

Debe aclararse que esta indicación de restauración definitiva está limitada a aquellas no expuestas en forma directa a los esfuerzos oclusales. Las propiedades mecánicas del material (resistencia y tenacidad) no son suficientes para asegurar el mantenimiento de la forma anatómica en otras situaciones.

Las propiedades ópticas pueden aproximarse razonablemente aunque no del todo a las de las piezas dentarias en los productos destinados a restauraciones. Otros, indicados para usos en los que no quedan visibles, son opacos en función de privilegiar otras propiedades, por ejemplo, la velocidad de endurecimiento.

Ionómeros vítreos modificados con metal

Existen comercialmente ionómeros en los que, con la intención de mejorar algunas propiedades mecánicas, se han incorporado en la composición materiales metálicos. Los más comunes se basan en la sinterización (unión a altas temperaturas) de las partículas de vidrio con partículas de plata metálica. El líquido mantiene la composición de los ionómeros ya descritos.

Algunas propiedades mecánicas pueden verse algo mejoradas en estos productos conocidos como "cermets" (combinación cerámica-metálica), aunque el resultado final no es sustancialmente distinto. Por supuesto, las propiedades ópticas cambian y el ionómero pierde la posibilidad de imitar el tejido dentario en este sentido.

Ionómeros vítreos modificados con resinas

La cinética de la reacción ácido-base limita las posibilidades de disponer de cementos con muy largo tiempo de trabajo y corto tiempo de fraguado. Si el diseño industrial apunta a un rápido endurecimiento para facilitar el logro de las propiedades finales, el tiempo que tiene el profesional para su trabajo se reduce. A la inversa, si se desea aumentar el tiempo disponible para el trabajo se necesita mucho tiempo para alcanzar propiedades finales, con lo que las posibilidades de deterioro por exposición prematura al medio bucal se ven aumentadas. Como ya se mencionó, el ácido tartárico ayuda a compensar en parte ese problema, pero no lo suficiente para todas las situaciones clínicas.

Una alternativa interesante surge de partir de una lenta reacción ácido-base para tener un adecuado tiempo de trabajo y complementarla, cuando el trabajo concluyó, con otra reacción que produzca un rápido endurecimiento. Este último tipo de situación es fácil de obtener a través de un mecanismo de polimerización.

En definitiva, esta alternativa consiste en la preparación de un cemento de ionómero con una disolución relativamente lenta del polvo en líquido y lenta reacción de formación de sal y unión de las moléculas de ácido polialquenoico a través del aluminio, pero también con la posibilidad de completar la unión entre esas moléculas a través de una polimerización.

Para poder obtener esto, el líquido contiene una solución acuosa de moléculas de un ácido polialquenoico que, además de tener grupos carboxilo, tiene grupos vinílicos disponibles para reaccionar. Esto significa grupos adicionales con dobles ligaduras y por ende con capacidad de polimerizar por adición. Además, el líquido por lo general también incluye otras moléculas solubles en agua (hidrófilas) con capacidad de polimerizar (por tener dobles ligaduras) como es el hidroxietilmetacrilato (designado usualmente con la sigla HEMA).

De esta manera, cuando se lo mezcla con un polvo con la composición descrita para los ionómeros (vidrio de sílice y alúmina con fluoruros o vidrio de fluoraluminosilicato) se inicia la reacción habitual en este cemento. Como el polvo contiene además sustancias capaces de iniciar la polimerización (iniciadores), esa reacción se complementa con la unión de las moléculas polialquenoicas y las otras como las de HEMA a partir de la apertura de sus dobles ligaduras.

Como en toda reacción de polimerización, la etapa de iniciación necesita ser activada para que se produzca con eficacia. Según el iniciador que se haya incorporado en la composición de un producto en particular, esa activación puede hacerse con luz como en los selladores (iniciadores del tipo dicetona-amina), o sobre la base de una reacción química (iniciador de tipo peróxido activado con aminas). Algunos ionómeros de este tipo incluyen ambas posibilidades y la polimerización se da ante la acción de la citada radiación de luz o por activación química en aquellas zonas donde la luz no llega.

Los iónomeros que reúnen estas posibilidades son denominados *ionómeros vítreos modificados con resinas* (la resina como resultante de la polimerización), ionómeros vítreos polimerizables (fotocurables, autocurables o "duales"), ionómeros vítreos híbridos o vitrioionómeros resina.

Estos materiales mantienen las principales ventajas de los ionómeros vítreos que sólo endurecen en función de una reacción ácido-base (denominados a veces "convencionales") en lo que respecta a liberación de fluoruro y adhesión a las estructuras dentarias, con el agregado de la posibilidad de disponer, con ellos, de un mayor tiempo de trabajo.

Las propiedades finales pueden verse algo mejoradas en cuanto a una mayor estabilidad química en el medio bucal y una mayor tenacidad. De todas maneras, las propiedades mecánicas tampoco permiten su indicación como restauración definitiva en zonas de esfuerzos oclusales, por lo menos en dientes permanentes.

En algunos de estos ionómeros vítreos modificados con resina se indica la preparación de la superficie dentaria antes de su colocación. Esto se puede realizar con sustancias específicas (líquidos denominados habitualmente "imprimadores" o *primers*) para mejorar la adhesión lograda a esos sustratos. En todos los casos deben seguirse las indicaciones, en tal sentido, del fabricante.

Resumen

Se ha podido ver que, dentro de la denominación de cementos de ionómero vítreo, se encuentran materiales con algo en común y con ciertas diferencias. Lo que todos tienen en común es la presencia de iones de ácidos polialquenoicos en agua y un vidrio capaz de captar protones (iones hidrógeno) y liberar fluoruro e iones, principalmente aluminio, para formar sales.

Si esta formación de sal (reacción ácido-base) es el único determinante del fraguado, se habla de ionómeros vítreos *convencionales.* Dentro de ellos están los *anhidros* y *semianhidros* si los ácidos están incorporados total o parcialmente al polvo y la mezcla se hace con agua o con agua con algún agregado y denominados ionómeros *de alta densidad.* Si el polvo vítreo es modificado con la sinterización con plata se habla de los *cermets.*

Si la reacción ácido-base se complementa con una polimerización se habla de ionómeros vítreos *modificados con resina* y ellos pueden ser *fotocurables, autocurables* o con ambos sistemas de activación.

También es posible clasificar los ionómeros vítreos en función del uso para el que están indicados. Así se puede hablar de ionómeros vítreos para *restauraciones,* para *bases* o *rellenos,* para *linings,* para *sellado de fisuras,* dentro de lo que son las restauraciones plásticas. En otras técnicas terapéuticas que serán analizadas más adelante, se hará mención a la existencia de ionómeros vítreos para otros usos, como *reconstrucción de muñones* y *fijación de restauraciones rígidas.*

En la actualidad, tanto los ionómeros vítreos convencionales como los híbridos (o modificados con resinas) pueden presentarse en forma de polvo/líquido. También pueden adquirirse en forma de cápsulas predosificadas. Para poder trabajar con estos últimos es indispensable disponer de un mezcla-

dor mecánico para efectuar la mezcla y, eventualmente para el caso de ciertas marcas comerciales, de dispositivos para la activación de las cápsulas cuando el producto así lo requiera) y de elementos "ad hoc" que permitan inyectar el material mezclado en una preparación dentaria.

Sin haber realizado modificaciones en la composición genérica, existen productos a base de ionómeros que se presentan en dos pastas y cuya mezcla se realiza a partir de un dispositivo de automezclado.

En una determinada situación clínica deberá seleccionarse el ionómero más apropiado y aplicarse con él la técnica que permita alcanzar el resultado buscado con mayores probabilidades de éxito.

Ejercitaciones

- Describa la estructura del polvo que constituye la base de un cemento de ionómero vítreo.
- Analice la reacción química responsable del fraguado o endurecimiento de los distintos tipos de ionómero vítreo.
- Describa el mecanismo que posibilita lograr alguna forma de adhesión entre un cemento de ionómero vítreo y los tejidos dentarios.
- Enumere y justifique los pasos técnicos que se realizan para preparar una mezcla con un cemento de ionómero vítreo.
- Analice las razones que justifican que se espere cierta inhibición del desarrollo microbiano en las zonas próximas a una restauración realizada con un cemento de ionómero vítreo.

13 Composites

Las resinas compuestas o composites ocupan un lugar de relevancia en odontología. Dentro este grupo de materiales se destacan sus variadas indicaciones que los involucran tanto en la clínica preventiva como en la restauradora con materiales plásticos y en la rehabilitadora, con técnicas indirectas (cap. 25).

En un capítulo anterior se analizaron las características que debe reunir el material que se utiliza como sellador de fosas y fisuras. Este tratamiento preventivo se realiza con un material constituido básicamente por un líquido orgánico (moléculas) que se logra transformar en sólido mediante la polimerización por adición.

Es necesario tener presentes algunos aspectos de la composición y la forma de funcionamiento de ese material. Las moléculas son diacrilatos, es decir, moléculas con dos dobles ligaduras para que puedan polimerizar por adición generando un polímero de cadenas cruzadas (termofijo). Su peso molecular (tamaño) es relativamente elevado para que la contracción que se produce como consecuencia de su polimerización no sea muy alta. Sin embargo, es común que también contengan alguna cantidad de moléculas con un peso molecular algo más reducido (diluyentes) para conseguir la fluidez suficiente en el líquido para poder trabajarlo.

Para lograr la transformación (polimerización) en una situación clínica existen dos opciones: 1) utilizar un sistema de activación constituido por dos sustancias químicas que al reaccionar producen radicales libres capaces de iniciar el proceso (peróxido y amina) o 2) emplear sustancias capaces de generar esa misma situación frente a la acción de una radiación de luz (dicetona y amina). En definitiva, se dispone de selladores autocurables y fotocurables que, a su vez, pueden contener alguna otra sustancia modificadora como pigmentos o sustancias capaces de liberar iones fluoruro.

En el caso de que hubiera que reponer tejido perdido o reemplazarlo (por caries, fractura, abrasión o alteración cromática) con ese mismo material surgiría el inconveniente de las propiedades (sobre todo mecánicas) diferentes por completo del bloque restaurador con respecto al tejido dentario. Serían básicamente las diferencias que es esperable encontrar entre una estructura cerámica (esmalte que es casi en su totalidad hidroxiapatita) o cerámica y orgánica (dentina con hidroxiapatita y colágeno) con una estructura orgánica como la del sellador.

Además, aunque de importancia menos significativa, la composición orgánica de un sellador determina un coeficiente de variación dimensional térmico más elevado que el de la estructura dentaria con su contenido total o parcialmente cerámico.

Por esta razón, para las restauraciones, al sellador o a un líquido de composición bastante similar se le incorpora algo que lo refuerza (que lo hace fundamentalmente más rígido, con mayor módulo elástico) y le disminuye su coeficiente de variación dimensional térmica. Se le agrega una fase (otro material) de alta rigidez. Ese otro material es cerámico y de forma de refractar la luz similar a la del polímero generado a partir del componente orgánico. Si así no fuera, o si el refuerzo fuera de naturaleza metálica, las propiedades ópticas impedirían lograr armonía óptica en la restauración.

El resultado es una **resina reforzada**, que es un tipo de material combinado o composite (nombre muy común en odontología como referencia a este material). El composite, tiene entonces, los componentes de un sellador (por lo general el líquido contiene una proporción de diluyente menor que la de un sellador) y partículas cerámicas que permiten lograr rigidez elevada (puede llegarse, con suficiente cantidad, a valores de módulo elástico equivalentes a los de la dentina). Además, el contenido cerámico permite disminuir el coeficiente de variación dimensional térmico.

Como resultado final, esas dos fases constituyen una *estructura nucleada*: núcleos cerámicos englobados (aglutinados) por una matriz orgánica (resultante de la polimerización de las moléculas de los diacrilatos).

Es fundamental, para obtener el refuerzo buscado, que las dos fases (orgánica y cerámica) estén adheridas, unidas. Sólo de esta manera las tensiones son transferidas de una a otra y el comportamiento mecánico resultante es intermedio entre la de ambas (p. ej., el módulo elástico resulta intermedio entre el de una estructura orgánica y el de una cerámica). Si no es así, la fase incorporada no sólo no refuerza sino que debilita el conjunto.

Para generar esa unión entre ambas fases, las partículas cerámicas son preparadas industrialmente tratándolas con un agente de enlace (molécula bifuncional capaz de reaccionar con dos sustancias diferentes). Este agente de enlace es, en este caso, un vinil-silano (generalmente el gamma-metacriloxietiltrimetoxisilano), sustancia que tiene en su molécula grupos silano y grupos vinílicos. Los grupos silano contienen átomos de silicio, con lo que se puede lograr, al hacer el tratamiento industrial, una unión química a la parte cerámica que incluye esos mismos átomos. Los grupos vinílicos, es decir con dobles ligaduras, permiten una reacción y unión con la fase orgánica cuando las moléculas de ésta polimerizan por adición.

Para que un composite sea "bueno" es necesario que el fabricante prepare bien la parte cerámica con el vinil-silano. De lo contrario, las partículas están separadas de la matriz orgánica, se desprenden y la restauración se rompe o pierde forma anatómica.

A los componentes ya mencionados (monómero de diacrilato como el BIS-GMA o similar, diluyentes, inhibidores, sistema de activación e iniciación de la polimerización comunes a los selladores, y el refuerzo cerámico) se agregan pigmentos para dar color (matiz, intensidad y valor) y opacidad como para poder obtener armonía óptica en las restauraciones (el odontólogo elige la combinación apropiada para el diente o zona del diente a restaurar) y estabilizadores de color para que la armonía óptica se pierda lo menos posible con el tiempo.

En la preparación industrial también se incluyen monómeros específicos o silicatos modificados con monómeros que actúan como modificadores reológicos. La reología estudia la capacidad que poseen los materiales de fluir con mayor o menor dificultad. En las resinas compuestas, estos modificadores apuntan a lograr pastas que puedan ser fácilmente modeladas, sin la incomodidad de que se adhieran a los instrumentos de trabajo, y que mantienen la forma que el operador le ha dado al material. Asimismo, estas pastas de base orgánica pueden manifestar características de tixotropía, es decir, posibilidad de aumentar su corrimiento al ser sometidas a la presión de la manipulación.

Algunos productos comerciales incorporan compuestos de fluoruro que pueden ser liberados a fin de obtener las ventajas clínicas que ya se citaron para el caso de los cementos de ionómero vítreo (cap. 12).

Presentación del material

El material que usa el odontólogo contiene, como hemos analizado, un líquido (futura matriz orgánica) y un polvo (partículas cerámicas, futuros núcleos de la estructura final). Por lo general, los composites se presentan comercialmente con una consistencia de pasta, o sea que la combinación del polvo con el líquido ha sido el resultado de un proceso industrial.

Podría proveerse la fase orgánica (líquido) separada de la cerámica tratada con vinil-silano (polvo), pero es más común que sea presentado con los componentes ya mezclados en pastas. De esta manera, el contenido cerámico final se independiza de la labor clínica. Si en la situación clínica se mezclara el polvo con el líquido, las propiedades finales variarían muy significativamente en función de cuánto polvo fue incorporado al líquido (relación polvo/líquido) en el momento de la mezcla. Cuando la mezcla se prepara industrialmente, esta variable se puede controlar con más eficacia y el resultado final es más constante en sus propiedades.

Si el sistema de activación es químico, las pastas son dos: una con el iniciador (peróxido) y otra con el activador (amina). Si el sistema de activa-

ción es físico (luz azul de alrededor de 470 nm de longitud de onda), la pasta es una.

Lo más frecuente es que estas pastas vengan envasadas en jeringas a partir de las cuales se toma justo lo que se necesita. Pero también puede venir en envases con porciones individuales ("unidosis"). Estos envases individuales son colocados en dispositivos (tipo pistola dispensadora) que permiten llevar la pasta directamente a la zona donde debe ser colocada, con lo que se simplifica la tarea clínica.

Manejo del composite

En el caso de los productos de activación química es necesario mezclar las pastas con un instrumento que no se gaste y altere el color, y sin contaminar una con la otra, antes de llevarla al diente a restaurar.

Cuando el producto es de fotoactivación no es necesario proceder a mezclar componentes. Se lleva la pasta provista a la zona a restaurar en pequeñas porciones (2-3 mm de espesor, aproximadamente) y se la hace polimerizar por exposición a la luz (alrededor de 40 segundos o más). Las porciones se unen por la capa superficial no polimerizada por la inhibición que produce el oxígeno del aire (capa inhibida). No deben utilizarse espesores mayores a los indicados, ya que la luz no alcanza a penetrar en toda la masa, por lo que no se alcanza una adecuada polimerización.

Tipos de composites

A partir de la composición básica de un composite es posible introducir variaciones que derivan en productos comerciales que, si bien todos ellos pueden ser incluidos en la denominación de *composite* o *resina reforzada*, tienen propiedades diferentes. Hay que evaluar en cada situación clínica los requerimientos del material que se va a utilizar en la restauración para así seleccionar el más conveniente.

Sistema de activación de la polimerización

Se ha analizado que en un composite la reacción de polimerización, iniciada por una sustancia química (iniciador), puede ser activada por un medio (activador) químico o físico. Esto da lugar a una primera posibilidad de selección: composites autocurables o fotocurables. Si hoy se prefieren emplear los composites de fotocurado es por algunas desventajas inherentes a la forma de presentación autocurable.

En primer lugar, el fotocurado permite alcanzar la situación favorable de disponer de un tiempo prolongado de trabajo y un tiempo corto de endurecimiento o fraguado. Efectivamente, la pasta puede ser trabajada (no se modifica su consistencia o viscosidad) mientras no actúe sobre ella la luz que activa la acción iniciadora de la polimerización, o sea, durante un lapso teóricamente indefinido. Se dice "teóricamente" porque no se trabaja en la oscuridad y la luz que se utiliza para iluminar el campo operatorio puede ser suficiente para producir cambios en algunos minutos.

Por otro lado, cuando el trabajo de dar forma a la pasta fue completado, la transformación (polimerización) se hace de manera rápida al actuar la luz activadora conveniente, lo que permite continuar con los pasos de terminación y pulido sin demora.

En los productos de activación química, en cambio, el tiempo de trabajo está limitado por la cinética de la reacción química que se inicia al comenzar la mezcla de las dos pastas. Si el trabajo de ubicación y conformado del material en la zona a restaurar no se hace con rapidez, se corre el riesgo de manipularlo cuando la polimerización ya ha avanzado lo suficiente para que se vean afectadas en forma negativa las propiedades finales.

Además, si por algún apresuramiento en el trabajo que a veces puede darse en una situación clínica la mezcla no logra una distribución pareja del iniciador y el activador, pueden quedar partes sin completar su polimerización. Éstas son deterioradas por la acción química y mecánica del medio bucal, con lo que la restauración pierde sus características deseables (armonía óptica y posibilidad de conservación de su forma anatómica).

Otra desventaja de los productos de activación química, ya mencionada, surge de la necesidad de mezcla. Para efectuarla de modo adecuado se hace necesario, inevitablemente, una manipulación y un tiempo que hace que se incluya aire en ella (la única solución sería la realización de la mezcla en vacío lo que es casi imposible en una situación clínica). La porosidad que ese aire incorporado determina en la estructura final afecta las propiedades mecánicas y la manera de transmitir la luz o sea que, en definitiva, se comprometen la armonía óptica y la posibilidad de mantenimiento de la forma anatómica en la restauración resultante.

En los productos fotocurables, la mezcla de todos los componentes se realiza industrialmente. En esa situación puede hacerse al vacío y con procedimientos que aseguran la ausencia casi total de aire en el resultado final. Si en la aplicación clínica sólo se toma el material y se lo manipula sin mezclarlo, la situación de ausencia de porosidad se transmite a la restauración terminada.

Otros inconvenientes que se presentan al emplear composites de autocurado derivan de su cambio de color (matiz) en función del tiempo. En efecto, en ellos la activación de la polimerización se obtiene por una reacción de oxidorreducción que se produce entre una amina y un peróxido. Ella deja subproductos que se modifican con el tiempo, especialmente con la exposición a radiaciones ultravioleta, tomando por lo general un color con matiz amarillo. Al incorporar estabilizadores de color, esta situación puede mejorarse pero no se elimina del todo.

Además, el tiempo útil de almacenamiento se ve reducido por la necesidad de la presencia de un peróxido en contacto con un monómero. Éste va reaccionando lentamente y después de algún tiempo (variable según la temperatura a la que sea almacenado el producto) no queda disponible para actuar. El material no polimeriza o lo hace con mucha lentitud.

Todos estos inconvenientes no están presentes en los composites fotocurables. Los iniciadores que son activados físicamente no generan cambios de color significativos y su estabilidad durante el almacenamiento es mayor. Además, la posibilidad de decidir cuándo y cómo se va a activar la reacción permite desarrollar técnicas de restauración que aseguran mayores probabilidades de éxito en lo que al logro de integración diente/material se refiere.

Pero además de la forma de activación de polimerización, pueden existir otras diferencias entre composites, que también se analizarán.

Tipos de partículas cerámicas

El refuerzo cerámico (partículas) que se utiliza para fabricar un composite puede ser obtenido de maneras diversas. Una de ellas consiste en triturar mecánicamente un bloque cerámico natural (p. ej., cuarzo) o sintético (p. ej., vidrios de diversa composición, por lo general con cationes para obtener radioopacidad). Otra es por tratamientos químicos diversos como el procesado de compuestos de silicio (p. ej., calentamiento a altas temperaturas) o procesos conocidos como de tecnología sol-gel.

Las partículas obtenidas con estos procedimientos industriales pueden tener no sólo composición sino también tamaños (diámetro) diversos. Éstos pueden oscilar desde milésimas de micrómetro, es decir nanómetros (las obtenidas por tratamientos químicos), hasta algunos micrómetros (las obtenidas mecánicamente). Es decir que los distintos composites podrán tener partículas submicrométricas (décimas de micrómetro o menos) y/o micrométricas (unidades de micrómetro o más).

Para poder orientar al lector, téngase presente que mientras 1 micrómetro (μm) corresponde a la milésima parte de 1 milímetro (mm), 1 nanómetro (nm) corresponde a la milésima parte de 1 μm, por tanto 1 μm equivale a 1.000 nm. Es decir que los distintos composites podrán tener partículas nanométricas (unidades de nanómetro o más), submicrométricas (décimas de micrómetro o menos) y/o micrométricas (unidades de micrómetro o más). El hecho de poder categorizar los tamaños de partícula expresados en las unidades mencionadas tiene el objetivo didáctico de poder comprender las distintas alternativas comerciales existentes en el campo de las resinas compuestas que permitan inferir sus propiedades y, a partir de ellas, sus posibles indicaciones.

Con frecuencia se clasifica a los composites en función del tamaño de sus partículas cerámicas. Se acostumbra hablar de composites con macropartículas (partículas grandes de alrededor de 10 μm y en los primeros comercializados, que hoy no se utilizan, de hasta 30-40 μm), minipartículas (partículas medianas de 1 a 5 μm), micropartículas (partículas pequeñas, menores de 0,1 μm y hasta 0,04 μm) o nanopartículas. En este último caso el tamaño citado está por debajo del rango de las fases dispersas de los coloides. Para los composites con micropartículas, el tamaño se encuentra comprendido en dicho rango, razón por la cual técnicamente se puede hablar de composites reforzados con sílice coloidal (en algunos productos comerciales también se habla de sílice pirolítica, pirogénica o *fumed silica*). En los productos hoy más comunes no se emplean las partículas de mayor tamaño (macropartículas).

Existen en el mercado composites que sólo incluyen partículas de tamaño coloidal englobadas en una resina (polímero) de diacrilato (precomposite). Luego de molido industrialmente el sólido así obtenido, se lo mezcla con el líquido (monómero y diluyentes). Como se entenderá, en este caso los núcleos de la estructura nucleada final (estructura del material ya polimerizado) no son cerámicos como en otros composites, sino combinados.

En muchos de los composites se combinan partículas intermedias con algo de las del tipo de sílice coloidal. En estos casos a veces se utiliza el término *híbridos* (mezcla de partículas medianas y pequeñas) o *microhíbridos* para identificarlos comercialmente.

Algunos composites se comercializan como *de nanopartículas* en los que pueden combinarse partículas muy pequeñas de tamaño en el orden de 5 nm con algunas de ellas formando conglomerados de mayor tamaño. Otras alternativas contemporáneas están constituidas por las resinas compuestas comercializadas como *nanohíbridas*.

Como lo que determina las propiedades del producto final es el tamaño específico del componente reforzador, el profesional debe informarse sobre el tamaño y la forma de las partículas de un producto específico y no guiarse por la denominación utilizada para su comercialización.

Tipo de composite y armonía óptica

Para que una restauración se considere satisfactoria, debe reunir y mantener a lo largo del tiempo ciertas características; una de ellas es la armonía óptica. Si para un profesional el logro de esta característica ocupa un lugar preponderante en la demanda que recibe en su tarea clínica, será necesario que elija, de entre los distintos composites que se le ofrecen, aquel que le ofrece la mayor variedad de posibilidades de seleccionar propiedades ópticas distintas (color, translucidez). Así podrá optar entre una amplia gama de colores para poder imitar las características cromáticas de distintas situaciones clínicas que se puedan presentar.

Además, puede considerar también cuál es el que le facilita en mayor medida la selección del color y translucidez adecuados para cada caso clínico en particular. Para el caso de la realización de restauraciones plásticas, la posibilidad de disponer de guías que permitan estimar el color final en diferentes espesores puede ser de interés.

Es importante tener en cuenta también la seguridad de contar con un producto que se puede reponer (que existan envases de un determinado color una vez que se ha agotado uno de ellos) y seguridades de reproducibilidad en las variedades de color provistas.

Pero la armonía óptica que se logró a través de la selección del composite, de color y translucidez adecuadas a la situación clínica y la ob-

tención de una superficie que garantice el brillo apropiado, debe mantenerse.

Para ello, ninguna de las propiedades ópticas del composite debe modificarse en el tiempo. Ya se han citado los inconvenientes de los productos de autocurado en tal sentido por el cambio que se produce en su color.

Pero el brillo también afecta la armonía óptica y, por esto, es importante que el profesional pueda tener información que le permita estimar en qué grado la superficie obtenida a través de sus procedimientos de terminación y pulido se mantendrá inalterable en el tiempo.

Durante el uso de la restauración (por la acción de abrasivos de limpieza y el roce de los alimentos) se puede gastar la parte orgánica (no la cerámica debido a su dureza muy superior a la de los abrasivos que pueden estar presentes en los alimentos o los elementos de limpieza). Cuando esto sucede aparecen en la superficie del composite las partículas cerámicas lo que genera irregularidades.

Como puede imaginarse, esas irregularidades son tanto más marcadas (grandes) cuanto mayor es el tamaño de las partículas cerámicas, y tanto más se verá afectada la forma de reflejar la luz y la armonía óptica de la restauración. Si el tamaño de las partículas es inferior a 0,4 μm, no se verá afectada en absoluto, ya que la luz es una radiación electromagnética de entre 0,4 y 0,7 μm (400 a 700 nm).

Para poder estimar las posibilidades de mantenimiento de armonía óptica en una restauración debe conocerse el tamaño de las partículas del composite utilizado. Esto implica conocer el tamaño promedio y el rango de tamaño de las partículas empleadas en la fabricación industrial. Este dato de interés debe ser informado por los proveedores, ya que permite estimar la posibilidad de mantenimiento de armonía óptica que brinda el material.

Si se necesita un mantenimiento máximo de armonía óptica, debe utilizarse preferentemente un composite reforzado con partículas de tamaño menor que 0,4 μm. Cuando el tamaño de esas partículas supera ese valor, los resultados pueden ser razonables en cuanto al mantenimiento del pulido si su tamaño sólo supera ligeramente ese valor.

En gran parte de los composites comercializados como *híbridos, microhíbridos* o *nanohíbridos universales* (por la posibilidad de utilizarlos en dientes de los distintos sectores de la cavidad bucal), los valores promedio de tamaños de las partículas reforzadoras oscilan en alrededor de poco menos de 1 μm. Por ello, se puede deducir que, al superar ese valor de 0,4 μm no se podrán lograr las mismas características que con los composites reforzados con sílice coloidal (micropartículas). No obstante, el logro y el mantenimiento de la armonía óptica es aceptable como para resolver gran parte de las situaciones que demandan estética en el sector anterior.

En resumen, al seleccionar un composite (que convendrá que sea de fotocurado) debe recabarse la información relativa al tamaño del componente cerámico del producto. A menor tamaño, mayor posibilidad de mantenimiento de superficie lisa, mayor posibilidad de mantenimiento de brillo y, en consecuencia, mayor posibilidad de mantenimiento de armonía óptica en la restauración.

Aspectos relacionados con la forma anatómica (contenido cerámico)

Las últimas consideraciones parecerían orientar hacia la selección de composites con tamaño reducido en sus partículas cerámicas. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que una reducción extrema de ese tamaño, como la que se produce al utilizar exclusivamente sílice coloidal como refuerzo, puede llevar a la imposibilidad de incorporación de grandes cantidades de esas partículas a la masa total.

Esta última situación se produce porque una gran cantidad de partículas muy pequeñas representa una gran superficie expuesta por todas ellas. Para obtener una pasta conveniente para el trabajo odontológico se hace necesario utilizar gran cantidad de líquido (monómero) para mojar toda esa superficie y el contenido cerámico final disminuye (y con él los valores de propiedades como rigidez y resistencia mecánica). Una alternativa para evitar esta situación es utilizar partículas del orden de los nanómetros formando conglomerados de mayor tamaño.

Se concluye entonces que, junto con la información sobre tamaño de partículas, es necesario disponer de información sobre el volumen que, con respecto al volumen total, representa la fase cerámica en el sistema. De ese volumen dependen las características mecánicas y fundamentalmente la rigidez que se expresa en los valores del módulo de elasticidad.

El análisis del valor de rigidez de un composite debe ser realizado para establecer sus ventajas e inconvenientes en determinadas situaciones clínicas. En principio, una elevada rigidez (elevado módulo) se hace imprescindible cuando la restauración estará sometida a esfuerzos oclusales, por ejemplo, en bordes incisales de dientes anteriores y, especialmente, en zonas oclusales de premolares y molares.

En tal sentido se ha considerado, a través de la información obtenida de diversas investigaciones, que es recomendable que más del 50% (y conveniente hasta el 75% o más) del volumen de un composite sea cerámico para poder emplearlo en zonas de oclusión. Esto representa, por lo general, porcentajes de refuerzo cerámico en masa (o en peso) superiores al 60% y hasta el 85% o más de la masa total. Los composites que cumplen con estos requisitos son aquellos de combinación de partículas de tamaños diversos (*híbridos, microhíbridos, nanohíbridos*) o los de partículas del orden nanométrico pero formando conglomerados.

Los composites con menor contenido cerámico, por ejemplo, los que utilizan sólo sílice coloidal, no conviene colocarlos en zonas de contacto con antagonistas en la oclusión. La deformación relativamente elevada y la posterior recuperación que experimenta el material en cada uno de esos contactos hace que se astille y se produzca pérdida de la forma anatómica en la restauración.

Esa condición de rigidez debe ser acompañada de la unión suficientemente buena entre las fases orgánica y cerámica (otorgada por un adecuado tratamiento industrial de las partículas con vinil-silano) para asegurar que el desprendimiento de partículas, como consecuencia de la acción de los alimentos y elementos de higiene bucal sobre la fase orgánica, no se traduzca en una pérdida de masa en la restauración que no acompañe el desgaste normal de las piezas dentarias.

Por esto último, la información sobre valores de contenido cerámico y rigidez debe ir acompañada de información sobre evidencias, fundamentalmente clínicas, que muestren la posibilidad que ofrece el sistema de no experimentar un desgaste mayor de lo permisible para no comprometer la estabilidad de la oclusión del paciente. Se volverán a analizar estos aspectos al encarar el análisis del uso de composites en restauraciones oclusales en premolares y molares (composites en el sector posterior de la cavidad bucal).

Si bien algunos aspectos de estas consideraciones parecerían orientar hacia la selección de un sistema con elevado módulo y contenido cerámico, debe tenerse presente que una elevada rigidez impide que el material se acomode ante las tensiones que se generan como consecuencia de la contracción de polimerización. Al evaluar la adhesión de composites a estructuras dentarias se analizará cómo, con un material de rigidez extremadamente elevada, puede ser más dificultoso lograr una correcta adhesión y ausencia de filtración marginal en una restauración.

Esta situación hace que, si se enfrentan situaciones donde el logro de adhesión es fundamental, como en las zonas gingivales, pueda ser más conveniente utilizar un material de menor rigidez. Es decir, seleccionar un material más flexible que sea capaz de disipar las tensiones que se generan cuando un composite polimeriza, así como experimentar deformación elástica y flexionarse como lo hace una pieza dentaria en el tercio cervical ante requerimientos mecánicos.

Por otro lado, cuando la adhesión se hace necesaria no sólo para el logro del sellado marginal, sino para permitir integrar el material a la estructura dentaria y así proteger el remanente dentario, puede evaluarse la conveniencia de disponer de alguna capa intermedia de menor módulo como intermediaria entre el material de rigidez elevada, necesario para soportar el esfuerzo oclusal y la estructura dentaria.

Existen en la actualidad, dentro de distintas alternativas comerciales, los denominados *composites fluidos* (*composites flow* o *flowable composites*). Ellos poseen la misma composición que cualquier otro composite en términos generales. La diferencia con los composites antes analizados radica en que tienen una significativa menor viscosidad y un menor porcentaje de relleno cerámico.

Como el nombre lo indica, son materiales de considerable fluidez, lo que obliga a trabajarlos clínicamente en capas de poco grosor y se adaptan con suma facilidad a las paredes cavitarias (se "autoadaptan" merced a su consistencia). El hecho de trabajarlos en pequeñas capas y su bajo módulo de elasticidad (aproximadamente de 8.000 MPa) hace que disipen la tensión producida por la contracción de endurecimiento, lo que facilita así la obtención de adecuada adaptación marginal.

Otros aspectos en la selección

Además de los aspectos que se han tenido en cuenta al seleccionar un composite, hay que tener presente que, a igualdad de condiciones, resulta conveniente elegir el producto más fácil de trabajar. Esto favorece la manipulación, que se puede evaluar de modo directo al probar empíricamente aspectos tales como la consistencia y la pegajosidad de la pasta, la posibilidad de condensación y otros, y, por ende, facilita el trabajo clínico. Se reduce, así, la posibilidad de errores con las consiguientes deficiencias que afectan la durabilidad de la restauración.

Por último, debe tenerse en cuenta que las características del composite constituyen sólo uno de los factores que condicionan el éxito de un trabajo restaurador. El instrumental a utilizar también puede contribuir a facilitar el logro de los objetivos buscados. Fundamentalmente, partiendo de la base de que se seleccionaron composites de fotocurado, se tendrán en cuenta las condiciones que debe reunir el dispositivo del que depende una polimerización adecuada y sobre esta base las propiedades finales adecuadas en el material. Este aspecto se analizará en un próximo capítulo.

Composites en el sector posterior

Cuando se efectúan restauraciones en los dientes anteriores (incisivos y caninos) es importante el mantenimiento de la forma anatómica, pero esta condición puede ser subordinada, relativamente, a una buena armonía óptica. De hecho, y durante años, la odontología tuvo que sacrificar la posibilidad de mantenimiento de la forma anatómica por el logro de la armonía óptica, debido a la inexistencia de materiales capaces de brindar ambas condiciones de manera satisfactoria.

En cambio, cuando se hacen restauraciones en premolares y molares en los que la restauración debe mantener algún contacto con el diente antagonista, el mantenimiento de la forma anatómica es fundamental para el correcto funcionamiento del sistema estomatognático. No es posible sacrificar esta necesidad en función del logro de la armonía óptica.

La restauración, en esos casos, no debe perder la forma anatómica más de lo que la pierde normalmente el diente. Se ha hecho una evaluación de esta pérdida y se ha encontrado que, en las cúspides de los premolares y molares, está en el orden de 30 µm por año (ligeramente mayor en los molares que en los premolares).

Cualquier material con el que se pretenda restaurar en esa zona, por consiguiente, no debe experimentar una pérdida de la forma anatómica (un desgaste) significativamente mayor que esos 30 µm anuales. En estos casos, un composite sólo puede ser utilizado si sus propiedades aseguran que, ante los

esfuerzos a que estará sometido, es capaz de mantener y no superar ese ritmo de pérdida de forma anatómica.

Para ello, y en las situaciones en que existe contacto con el antagonista, el composite debe tener un módulo de elasticidad (rigidez) que asegure que la deformación que se produce ante cada esfuerzo oclusal sea reducida. De lo contrario, la continua deformación y posterior recuperación produce microfracturas (astillamiento o *chipping*) que hacen perder forma a la restauración.

Para lograr la citada condición se considera, como ya se ha mencionado al analizar los distintos tipos de composites, que el producto que se emplee en esas condiciones debe tener un contenido cerámico superior al 50% en volumen.

Pero ese elevado módulo elástico (que a su vez no debe hacer perder excesivamente al material su tenacidad para resistir las fracturas) no es suficiente. Debe tenerse presente que, por el roce de los alimentos y el de los elementos de limpieza (dentífricos), la matriz orgánica puede ir desgastándose. No sucede así con los núcleos cerámicos, ya que ni los alimentos ni los dentífricos tienen la dureza suficiente para abrasionarlos (si así fuera, se desgastaría también el esmalte de las piezas dentarias).

Como consecuencia de ese desgaste de la matriz orgánica, quedan expuestas las partículas cerámicas (núcleos). La acción mecánica posterior y la acción química del medio bucal (hidrólisis de la unión del núcleo al vinil-silano) terminan provocando el desprendimiento de las partículas cerámicas. Puede fácilmente notarse que, si las partículas se desprenden con facilidad y son relativamente grandes, la pérdida de la forma anatómica será muy rápida.

La tecnología existente cuando aparecieron los primeros composites que se usaron en odontología no permitía tratar adecuadamente las partículas cerámicas en el proceso industrial. Por eso se desprendían con relativa facilidad y, como su diámetro estaba en el orden de las 30 µm o más (el equivalente a la pérdida del esmalte en un año en condiciones normales), experimentaban pérdidas de la forma anatómica de más de 100 o 150 µm anuales. Durante años, y por ese motivo, se contraindicó el uso de composites en zonas de contacto oclusal aunque su módulo elástico fuera elevado.

La investigación y su aplicación tecnológica posibilitó obtener partículas más pequeñas (como ya se analizó) y más aptas para recibir un adecuado tratamiento con el agente de enlace (vinil-silano). Así se obtuvieron composites que mostraron poder acompañar el desgaste normal del esmalte en los dientes posteriores.

En los primeros intentos exitosos, esto se logró a través de partículas que refractaban la luz de manera muy distinta de como lo hace la matriz orgánica habitual en los composites. Esto se traducía en falta de translucidez y, por ende, de posibilidad de lograr armonía óptica en las restauraciones. La situación determinó, por ello, la comercialización de *composites para posteriores* junto con los ópticamente adecuados *composites anteriores*.

El desarrollo producido ha posibilitado combinar el tamaño y las condiciones requeridas en las partículas cerámicas, con propiedades ópticas convenientes. Así, hoy se dispone de composites que pueden ser empleados tanto en la restauración de los dientes anteriores como los posteriores por permitir el logro y el mantenimiento de armonía óptica y forma anatómica adecuadas. Incluso en algunos de ellos pueden detectarse situaciones en las que la elevada dureza del componente cerámico llega a producir desgaste excesivo en el esmalte del diente antagonista.

Sin embargo, hay que recordar que los composites que sólo incluyen en su composición partículas extremadamente pequeñas como son las de sílice coloidal (micropartículas), que resultan los más satisfactorios desde el punto de vista de mantenimiento de la armonía óptica, pueden no ser convenientes en zonas de fuertes contactos oclusales debido a su menor módulo elástico, determinado por su menor contenido cerámico.

Composites "condensables"

Ciertos autores han sugerido que los composites aptos para su empleo tanto en el sector anterior como en el sector posterior no poseen la "condensabilidad" apropiada para adaptarlos en zonas de difícil acceso ni para restablecer relaciones de contacto proximales ajustadas. Esto, sumado a los problemas relacionados con el escurrimiento, la contracción y la adecuada polimerización de los composites (necesidad de trabajarlos en pequeños espesores), hace que en preparaciones de clase 2 de Black se requiera una técnica muy minuciosa para realizar restauraciones con ellos.

Para tratar de superar estas dificultades, el desarrollo de los composites se ha orientado hacia la mejora de las características reológicas de la pasta. A partir de ello se han comercializado composites con la denominación de "condensables". Esta denominación genérica sólo trata de establecer diferencias en cuanto a facilidad de empleo para los casos antes mencionados de restauración de preparaciones compuestas o complejas en el sector posterior que requieran la restitución de relaciones de contacto apropiadas.

Estos productos "condensables" son materiales compuestos que poseen una estructura bifásica similar a la de cualquier composite, es decir, una fase orgánica responsable del endurecimiento del material por polimerización y un refuerzo o relleno cerámico responsable de brindar las propiedades necesarias.

Estos refuerzos firmemente unidos a la matriz orgánica pueden adoptar distintas formas. En algunos casos poseen formas irregulares en las superficies de cada partícula, lo que determina un efecto de traba mecánica entre cada una de ellas y otorga al material una viscosidad que permite la buscada posibilidad de condensación o empaquetado en una cavidad.

En definitiva, se busca que las partículas cerámicas se "traben" unas contra otras durante el trabajo de colocación de conformado del material y así se facilite el trabajo clínico. Algunos de estos materiales se indican sólo para su empleo en el sector posterior por sus cualidades ópticas inadecuadas.

En síntesis, de lo hasta aquí expuesto se puede reconocer en la actualidad la posibilidad de uso de distintas alternativas dentro de los composites,

que en función a su viscosidad creciente pueden ser desde *flow* o fluidos hasta "condensables". También en este sentido el profesional debe reconocer cuál es el composite apto para emplear en cada situación particular que se le presente en la clínica odontológica.

Ejercitaciones

- Analice los criterios que guían la selección de los componentes de un composite para restauraciones.
- Trate de clasificar los composites para restauraciones en función de diversos criterios.
- Describa las características de un composite para restauraciones que pueden afectar el resultado clínico que se obtiene con él.
- Relacione las propiedades de un composite para restauraciones con sus posibles indicaciones clínicas.



14

Unidades de curado intrabucal

Las resinas, los selladores y los composites inauguraron la era del fotocurado. Los ionómeros vítreos adoptaron posteriormente esa tecnología que hoy es parte de la rutina en el ejercicio de la odontología. El éxito del empleo de estos materiales depende de un requisito necesario, aunque no suficiente: la disponibilidad de un equipo que provea la radiación con la calidad y en la cantidad apropiadas para asegurar óptimas propiedades finales en el material.

En este capítulo se tratarán diversos temas relacionados con aspectos para tener en cuenta en el uso de los dispositivos para el curado intrabucal.

Usos de las unidades de fotoactivación

Ciertos materiales logran su reacción de endurecimiento (fraguado) por una reacción de polimerización. Cuando esta polimerización se realiza por adición requiere energía para activar la etapa de iniciación; así se podrá completar convenientemente la reacción en un lapso no muy prolongado.

En la fotoactivación, esa energía se obtiene por medio de la absorción de una radiación por una sustancia apropiada. Ésta, así activada, produce el desdoblamiento de dobles ligaduras de moléculas (monómeros) presentes en un material.

La tecnología del fotocurado se basa en la fotoquímica, vale decir, en la producción de trabajo a través de la energía radiante para desencadenar una reacción química. Para que se produzca el fotocurado, es necesario que la radiación lumínica sea absorbida por el material. La absorción se produce en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide.

En los selladores, composites, ionómeros y en algunos otros materiales citados de uso en odontología es posible incorporar sustancias que, al absor-

ber una radiación de una determinada longitud de onda, pueden desencadenar el trabajo de polimerización.

Asimismo y a título ilustrativo, existe un grupo de materiales vinculados con la estética dental, denominados *agentes blanqueadores*, que utilizan ciertos dispositivos de emisión de energía fotónica que activan los procesos de catálisis de las reacciones de oxidorreducción responsables del efecto de "blanqueado" o "aclaramiento" de las estructuras dentarias sometidas a dichos tratamientos.

Espectro de las radiaciones electromagnéticas (la luz visible)

Las radiaciones electromagnéticas pueden ser identificadas por su longitud de onda. Su espectro comienza en valores inferiores al nanómetro (milésima de micrómetro) con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro o sus múltiplos, como las ondas de radio o televisión.

Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible, constituido por las radiaciones que el ser humano es capaz de reconocer con su sentido de la visión. Su rango está entre los 400 y 700 nm (nanómetros) aproximadamente (0,4 y 0,7 µm) con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. Los restantes colores se ubican entre ellas. En el caso de materiales en los que la reacción de polimerización debe ser activada en la cavidad bucal de un paciente, la radiación por emplear debe reunir ciertas características básicas. No debe tener una longitud de onda reducida, ya que éstas son incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. Por ejemplo, los rayos cósmicos, las radiaciones gamma, los rayos Röentgen y aun algunas radiaciones ultravioleta cortas (menos de 300 nm) son absorbidas por los tejidos y células a los que dañan de forma diversa.

En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las ondas de radio o televisión, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían continuamente sobre un material y no en el momento en que el profesional lo considere oportuno. Además, aquellas cercanas al rojo (infrarrojo), y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen, como los tejidos vitales. Esta absorción se traduce en una elevación de temperatura que puede no ser compatible con la salud de esos tejidos.

Puede recordarse que, en el capítulo 10, se mencionó la absorción de radiaciones en forma de láser como una manera de generar calor para eliminar microorganismos y realizar cierta protección dentinopulpar o incluso la eliminación de tejido dentario cuando se utiliza la longitud de onda apropiada para ello (láser de erbio:YAG).

Todas estas consideraciones hacen que, para las condiciones a que se está haciendo referencia (activación directa en el medio bucal), la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre 450 y 500 nm, que corresponden fundamentalmente al color azul. La combinación entre una acetona y una amina, que se mencionó en la formulación de los materiales fotocurables que se han analizado, cumple con estas condiciones. Más adelante se analizarán ciertos aspectos referidos al empleo de otros agentes químicos iniciadores presentes en la composición de algunos materiales fotocurables.

Los dispositivos por utilizar con esos materiales deben ser capaces, por ende, de generar una radiación de esas características y evitar su combinación con otras más cortas o más largas que producirían los efectos indeseables mencionados. Las unidades para la activación intrabucal de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de alrededor de 470 nm. Por ello, también pueden denominarse dispositivos de luz azul o luz visible.

Resumiendo, para que sea eficaz, la radiación debe ser absorbida por la sustancia responsable de desencadenar la reacción pero no debe ocasionar daños ni a los tejidos ni al material (que la radiación no destruya las uniones C-C). Todo esto se refiere a la *calidad* de la radiación, pero también es importante su *cantidad* para que el trabajo de polimerización sea completado de manera conveniente.

Potencia de la luz emergente

Si se reconoce que el fotocurado es la producción de trabajo (fuerza que desplaza su punto de aplicación, en este caso de desplazamiento de electrones en una reacción química) por medio de la energía radiante, se pueden deducir ciertos aspectos de importancia.

Si: T (trabajo) = F (fuerza) × d (distancia), y su unidad es el joule (J = newton × metro), puede sostenerse que para lograr la correcta polimerización de un material se hace necesaria cierta cantidad de joules. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello hay que utilizar un dispositivo de suficiente *potencia* (potencia = trabajo/unidad de tiempo y su unidad watt = joule/segundo) y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar.

Intensidad lumínica de curado

Para desencadenar el trabajo de polimerización se necesita un dispositivo de curado que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie irradiada. En realidad, un dispositivo genera un determinado flujo luminoso cuya intensidad se mide en una unidad conocida como *lumen* (lm). No obstante, existe una equivalencia entre la magnitud de un flujo luminoso y el trabajo que puede generar por unidad de tiempo. Así se puede comprobar empíricamente que 683 lm es equivalente a 1 watt a 563 nm de longitud de onda.

La capacidad de un dispositivo para iluminación o proyección se valora en lúmenes, pero los dispositivos que se utilizan en fotocurado son más fre-

cuentemente evaluados en watts o algún submútiplo de esta unidad, como el miliwatt, ya que lo que se busca con ellos es producir un trabajo en un determinado tiempo.

La energía que actúa sobre la superficie de un material dado debe ser la necesaria para generar la cantidad de trabajo de polimerización suficiente para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable en una situación clínica. Por lo tanto, no sólo deben tenerse en cuenta los lúmenes que llegan esa superficie sino sobre qué área se distribuyen.

En proyecciones o iluminación se habla de *iluminancia* para identificar la situación y se valora con la unidad *lux,* que representa la situación de un lumen distribuido sobre un metro cuadrado. Nuevamente, en el caso del fotocurado, se trata de llevar la situación a la posibilidad de concretar un trabajo y se acostumbra transformar la situación en términos de watt por metro cuadrado o sus derivados. En el caso de los dispositivos para fotocurado de uso odontológico es común calcular su capacidad valorando en miliwatt por centímetro cuadrado (mW/cm^2) el desempeño de un determinado dispositivo.

Esta condición es frecuentemente citada al comparar distintas unidades de activación por luz visible, porque da una idea del potencial de curado. Este potencial puede aumentarse incrementando la potencia total o bien reduciendo la superficie de distribución de la luz (tamaño del haz lumínico).

Se ha establecido, hace unos años, que la potencia mínima requerida para desencadenar el fotocurado por unidad de superficie (intensidad lumínica de curado), de modo adecuado, oscila alrededor de los 350 mW/cm^2. La capacidad de una unidad de polimerización determinada para alcanzar esta condición puede ser evaluada con dispositivos medidores denominados *radiómetros.* Éstos permiten hacer llegar la luz que emana de la unidad a una "ventana" y leer en un indicador la potencia que se genera por unidad de superficie (mW/cm^2). Es interesante disponer de dispositivos en los que esos valores sean alcanzados con un extremo de salida de la luz con un diámetro de alrededor de 10 mm o más; en caso contrario, la luz debe ser aplicada en momentos sucesivos en distintas zonas de la superficie de una restauración.

Por otro lado, se ha comprobado, en el caso de los composites, que una potencia demasiado elevada (p. ej., más de 800 mW/cm^2) de luz aplicada directamente sobre el material puede provocar una contracción brusca de endurecimiento que tiende a desprenderlo de la superficie sobre la que se ha ubicado (superficie dentaria) y, además, ocasionar una polimerización sólo de la capa superficial del material en cuestión.

Sobre la base de estas consideraciones se han desarrollado unidades para fotocurado en las que la potencia de la radiación es relativamente baja cuando se lo pone en funcionamiento y va aumentando con el transcurso del tiempo. Esto parece permitir que el material vaya polimerizando progresivamente, disipando las tensiones que se generan en él como consecuencia de la contracción de polimerización, logrando un endurecimiento completo de toda su masa y menor posibilidad de pérdida de adhesión a la estructura dentaria.

Es también importante que la potencia de trabajo se alcance con la radiación de longitud de onda apropiada (alrededor de 470 nm). Si la potencia es elevada, pero en función de la ausencia de filtros que impidan que lleguen a la zona de trabajo radiaciones de mayor longitud de onda (cercanas al rojo), el material podría completar adecuadamente su polimerización aunque a expensas de generación de calor en tejidos vitales, como el órgano pulpar de un diente.

Este requisito puede evaluarse midiendo la potencia generada por eventuales radiaciones superiores a alrededor de 500 nm que lleguen a la zona de trabajo. Los radiómetros que registran la potencia generada en esas condiciones se conocen en el mercado odontológico como *radiómetro térmico* para diferenciarlo del *radiómetro de curado,* que registra la potencia obtenida con radiaciones del orden de los 470 nm. Los registros inferiores a 50 mW/cm^2 en el radiómetro térmico son aceptables pues indican la ausencia de resplandor y calor. Por el contrario, los registros superiores indican la producción de energía no deseada (generación de resplandor y calor).

Otros factores que afectan la calidad de la polimerización

La calidad de la fotopolimerización no depende sólo del material y de la unidad de luz empleados, sino también de otros factores como:

a) *Tiempo de fotoactivación:* el tiempo de exposición a la luz surge de la fórmula de potencia (trabajo/tiempo). Si el tiempo es reducido, no se genera suficiente trabajo (adecuada polimerización) aun cuando la potencia sea elevada. Esto se traduce en que unidades con alta potencia en la salida de luz pueden producir más trabajo por unidad de tiempo y facilitar así el trabajo clínico. Contrariamente, unidades de baja potencia requerirán mayor tiempo de emisión. Es imprescindible informarse del tiempo de exposición a la luz que indica el fabricante para cada material. Hay que tener en cuenta las variaciones en cuanto a color, tipo y estructura del material.
b) *Espesor del material:* por lo general se estima que no debe sobrepasar un espesor de alrededor de 2 mm por capa de material a polimerizar. A medida que la luz penetra en la masa de material es absorbida y pierde capacidad de hacer polimerizar las zonas profundas.
c) *Distancia luz-material:* debe ser mínima, evitando el contacto material-punta. La luz emergente del dispositivo debe ser aplicada lo más cerca del material como sea posible, ya que al alejarse la fuente se incrementa la superficie irradiada. Como la potencia de salida es la misma, disminuye así la potencia por unidad de superficie y, por consiguiente, la calidad de polimerización obtenida o la profundidad a la que ésta la logra en el material. Es posible que con unidades de polimerización con radiación láser (láser de argón que provee radiación de longitud de onda adecuada) este factor tenga una incidencia menor o nula, ya que el rayo emergente es puntual, coherente y colimado, es decir, no describe el cono de luz de los restantes dispositivos generadores

de energía lumínica. Sin embargo, este tipo de unidad tiene un costo significativamente más elevado y quizás genere una reacción inicial demasiado intensa que, como ya se indicó, puede no ser conveniente.

d) *Color-opacidad / translucidez del material:* cuanto más oscuro y opaco es un composite, tanto menor es la profundidad de polimerización. La reflexión y absorción de la luz a través del esmalte, dentina o material (p. ej., composite) también puede tener como resultado una profundidad menor de polimerización.

En definitiva, sólo si el material está completamente polimerizado, las restauraciones realizadas con materiales fotopolimerizables podrán sobrevivir a largo plazo. De lo contrario, las consecuencias clínicas pueden ser la sensibilidad posoperatoria, la desadaptación marginal y la disminución de la resistencia al desgaste. Ya que la superficie de los composites fotopolimerizables parece "dura" después de tan sólo un corto tiempo de activación lumínica, la calidad de los resultados de la polimerización no puede comprobarse de inmediato en la clínica.

Tipos de unidades de curado intrabucal

La radiación necesaria para la activación de la polimerización de materiales de uso directo puede ser generada con el empleo de distintas tecnologías, a saber: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma, los dispositivos láser y los equipos LED.

Lámparas halógenas

La tecnología de las lámparas halógenas se desarrolló junto con los composites. Los sistemas iniciadores más populares de los composites fotopolimerizables se activan en el espectro de entre 400 y 500 nm. Por ello, las lámparas halógenas trabajan con filtros para luz azul e infrarroja, que filtran la radiación innecesaria y reducen así el desarrollo de calor.

Por lo general, las lámparas halógenas están hechas de la misma manera que las lámparas de filamento comunes. Sin embargo, la temperatura del filamento soporta unos cuantos cientos de grados más. Por eso, el rendimiento es considerablemente superior, es decir, la luminosidad con la misma intensidad. Normalmente, una "bombita" eléctrica tendría sólo un ciclo de vida corto, ya que el tungsteno se evapora más rápidamente a temperaturas tan elevadas. Por lo tanto, el filamento alcanzaría la temperatura de fusión en algún punto fino (la temperatura ahí es mayor que en puntos más gruesos) en pocas horas, lo que causaría que la bombita se quemara. Para evitar tal reacción, al gas de relleno se le añaden gases halógenos (principalmente yodo). Estos gases halógenos causan la evaporación del filamento de tungsteno para formar un haluro (yoduro de tungsteno) en las superficies internas del bulbo. Por ello, los bulbos de este tipo de luz se fabrican de tamaños pequeños y están hechos de vidrio de sílice. El yoduro de tungsteno se descompone en tungsteno y yoduro sobre el filamento que ha adquirido elevadísimas temperaturas, evitando que el bulbo se queme, y permitiendo una mayor temperatura de funcionamiento de la luz. El resultado es una luz muy blanca y luminosa. La cantidad de luz obtenida durante el ciclo de vida total de los bulbos halógenos es grande y supera la de las lámparas de luz eléctrica convencionales, ya que se impide virtualmente la evaporación de las superficies internas de dichos bulbos. A pesar de las altas temperaturas del filamento, la vida aumenta en 1,5 a 2 veces, comparada con las lámparas eléctricas normales. El rendimiento es de un 10% a un 20% superior, y el espectro está más cerca del espectro solar, aunque algo menos amarillo.

Existen diferentes tipos de lámparas halógenas:

1. Convencionales

La mayoría de estas unidades generan una potencia de alrededor de 700-800 mW/cm². Debido a que uno de los factores que afecta la contracción de los composites está relacionado con el régimen de activación, algunos autores afirman que la integridad de la adhesión a las paredes cavitarias es mayor cuando se reduce la velocidad inicial de conversión de los monómeros (puesto que ante una reducción de la contracción posgel durante la polimerización existirían mayores posibilidades de relajación de tensiones dentro de la masa del material). Con ese criterio se lanzaron al mercado unidades de fotoactivación cuyos regímenes de curado difieren de las convencionales. Estos dispositivos son denominados de *curado gradual*.

2. De curado gradual

Estas unidades emiten inicialmente una potencia lumínica mínima. Su baja intensidad inicial de curado produciría una disminución en la velocidad de conversión de los monómeros aumentando así la duración del período pregel a expensas del posgel. Ello se traduciría en una mayor posibilidad de liberación de las tensiones generadas durante el primer período y una menor posibilidad de que se manifiesten los efectos adversos producidos por la no relajación durante el segundo (posgel).

Se recomienda un programa de "baja intensidad" para polimerizar restauraciones en la región cervical o fotopolimerizar adhesivos y *liners*. Para reducir la tensión de contracción, la lámpara de fotopolimerización debería presentar un programa de "inicio suave", que aumente gradualmente la intensidad lumínica a partir de valores iniciales bajos.

Aún no existen estudios clínicos a distancia que evalúen el comportamiento de los materiales activados con dichas lámparas.

Es posible encontrar diferentes tipos de unidades graduales:

2.a. Curado escalonado

En una primera etapa (los primeros 5 o 10 segundos), estos equipos emiten una potencia lumínica baja por unidad de superficie (generalmen-

te alrededor de 100 mW/cm²). Dicha potencia se va incrementando en forma escalonada hasta alcanzar la máxima potencia (alrededor de 800 mW/cm²).

2.b. Curado en rampa

La lámpara emite una potencia inicial, por unidad de superficie, de 0 mW/cm², y en forma lineal durante los 40 segundos de exposición va aumentando hasta alcanzar la potencia máxima.

2.c. Curado por pulsos diferido ("pulse delayed")

Esta técnica se podría utilizar sólo durante la colocación del último incremento de composite de la restauración. Esta última capa recibe una activación con potencia mínima (200 mW/cm²) durante sólo 3 seg. Luego se procede al pulido y terminación de la restauración. Después de 5 minutos se procede a reactivar esta última capa a máxima potencia durante un período de 10 segundos y en distintas direcciones.

3. De alta potencia

Emiten una potencia de curado, sobre un área determinada de material, de alrededor de 1.000 mW/cm² y recomiendan un tiempo de curado mucho menor que las convencionales, aproximadamente 3-5 seg. Si bien se basan en el ahorro del tiempo de fotoactivación con una adecuada polimerización de la resina, no tienen en cuenta las tensiones que se generan por la gran velocidad de conversión que desarrollan los composites con ellas activados y, por ende, la extensión de la etapa posgel, con los consiguientes efectos deletéreos ya mencionados.

4. De baja potencia

Con igual finalidad que las lámparas de curado gradual (la disminución de la velocidad de conversión) se ofrecen también lámparas halógenas de baja potencia de curado (menor de 600 mW/cm²), sin especificar una modificación en el tiempo de activación, lo cual dejaría cierto margen para sospechar un menor grado de conversión y, en consecuencia, menores propiedades mecánicas en la masa polimerizada.

Lámparas de arco de plasma

Las lámparas de arco de plasma fueron introducidas a finales de la década de 1990. Estos equipos no fueron capaces de desplazar a las lámparas halógenas debido a varias desventajas (estrecho espectro de longitud de onda, alto desarrollo de temperatura y alto costo inicial).

La luz de las lámparas de polimerización de arco plasma no es producida al calentar un filamento en un bulbo. Funcionan, en cambio, con dos electrodos ubicados muy cerca el uno del otro. La aplicación de una elevada diferencia de potencial –voltaje– genera un arco de luz que aparece entre esos dos electrodos.

La radiación generada es de muy alta potencia (mayor que 1.000 mW/cm²), lo que permite reducir muy significativamente los tiempos de polimerización con respecto a los utilizados con las lámparas halógenas. Si bien ello permite disminuir el tiempo de empleo clínico del dispositivo, podría conspirar contra el logro eficaz de adhesión por la excesiva velocidad generada en la reacción.

Debe tenerse en cuenta, como ya se anticipó, que el espectro o amplitud de longitud de onda de radiación generado por estas unidades es menor que el que se obtiene con las halógenas. Por consiguiente, un material determinado puede no polimerizar adecuadamente si la sustancia fotosensible que lleva incorporada no absorbe eficazmente esa radiación específica.

Dispositivos láser (láser de argón)

Se han desarrollado también dispositivos para fotocurado basados en la tecnología láser. Un láser de argón permite generar una radiación en el rango azul y puede desencadenar reacciones de polimerización en materiales de uso odontológico. Si bien se pueden lograr potencias equivalentes a las de las lámparas de arco de plasma, el espectro de longitudes de onda es reducido y puede no ser eficaz sobre algunos productos en particular.

Una posible ventaja de esta tecnología es que la radiación generada es coherente. Esto significa que no se dispersa a medida que se aleja de la fuente emisora, lo que permite que la potencia por unidad de superficie sea la misma, aunque se produzca esa situación.

Equipos LED

En los últimos años se han desarrollado los diodos emisores de luz azul (LED, del inglés *light-emitting diode*) merced a los importantes avances de la industria de semiconductores. Esto permitió el empleo de esta nueva tecnología para la fotopolimerización de materiales aplicados en odontología.

Los LED pertenecen al grupo de lámparas luminiscentes electrónicas. Están iluminados únicamente por el movimiento de electrones en un semiconductor. Los materiales semiconductores presentan una estructura cristalina. Un cristal semiconductor está compuesto por una banda ocupada, que representa la energía de los electrones ligados a los átomos, y una banda con una energía mayor, la banda de conducción, que caracteriza a los electrones libres en el cristal.

A temperatura ambiente, la energía térmica es suficiente para ionizar algunos átomos del material semiconductor. De ahí que el nombre de semiconductor derive de esta baja pero decisiva conductividad, que es 10^5 veces menor que la de los metales, pero mayor que la de los materiales aislantes. El número de electrones se puede aumentar considerablemente si el se-

miconductor es adulterado o modificado, es decir, se añaden impurezas tales como átomos u otro material a la red cristalina.

Si, por ejemplo, se incorpora fósforo (P) al silicio puro (Si), sobra un electrón libre por cada átomo de fósforo. Como estos electrones libres son partículas con carga negativa, estos semiconductores se llaman materiales tipo "n". Si el material tipo "n" es conectado a una fuente de energía, los electrones son atraídos hacia el electrodo positivo y trasladados desde el electrodo negativo al electrodo positivo.

Por el contrario, si se añade aluminio (Al) al silicio puro, se pierde un electrón por cada átomo de aluminio. De este modo se crean los llamados *huecos*. Ya que estos huecos son partículas con carga positiva, estos materiales se llaman de tipo "p".

Si dos tipos diferentes de zonas de semiconductores chocan entre sí, se crea una unión "p-n", formándose una capa aislante entre un material de tipo "p" y uno de tipo "n". A esta construcción se la llama *diodo semiconductor*.

Un diodo emisor de luz no es más que un diodo semiconductor que opera en dirección a una corriente. El extremo negativo del circuito es conectado a la capa de tipo "n" (fuente) y el extremo positivo es conectado a la capa de tipo "p" (ánodo).

De este modo, los electrones fluyen a través del semiconductor. Durante la recombinación de electrones extra desde el material tipo "n" con los "huecos" del material de tipo "p", la diferencia de energía es liberada como fotones (luz).

El espectro de longitud de onda de la luz emitida queda determinado por la elección de los materiales semiconductores en combinación con el respectivo material contaminante. Los semiconductores más utilizados son del tipo II / V, del grupo de elementos 3º y 5º de la tabla periódica. Éstas son sustancias tales como fosfuro de galio (GaP), fosfuro de aluminio, galio y arsénico (AlGaAs) o nitruro de galio (GaN).

Los LED se utilizan para generar radiaciones de banda estrecha (comparadas con las lámparas incandescentes) próximas al espectro de la luz ultravioleta, visible o infrarroja.

Los LED de alto rendimiento con luz azul no estuvieron disponibles sino hasta hace unos pocos años, aunque la investigación en este campo se viene realizando desde hace mucho tiempo. Los diodos de SiC introducidos a finales de la década de 1980 se pueden utilizar para ciertas aplicaciones, pero no son muy eficaces. A finales de 1993, Shuji Nakamury, de Nichia Chemical, introdujo los diodos de InGaN (nitruro de galio e indio) que emiten luz en el espectro de longitud de onda azul y verde con un importante aumento de la eficacia. Estos diodos de onda corta son ideales para la electrónica de consumo y la tecnología de los ordenadores. Gracias a la menor longitud de onda y la alta resolución de lectura resultante, se puede aumentar considerablemente la densidad de datos en un medio de almacenamiento óptico. Estos desarrollos fueron también la piedra angular para la aplicación de esta prometedora tecnología en el campo dental.

Las lámparas LED requieren una corriente eléctrica comparativamente pequeña con un bajo voltaje general, que permite la fabricación de dispositivos con baterías. El tiempo de funcionamiento de estas lámparas está muy por encima del de las lámparas halógenas. De este modo, no es necesario cambiar la fuente de luz o lámpara halógena con regularidad. Sin embargo, debido a las altas intensidades lumínicas requeridas para fines dentales, los LED no son tan duraderos como si fueran utilizados convencionalmente para generar una luz blanca pobre en energía comparable para simples procesos de polimerización (es decir, 10.000 h). En la fase inicial, los investigadores pensaron que se podría desarrollar sin ventilador. Aunque los LED convierten un porcentaje mucho mayor de energía en luz (alrededor del 20-25%) que las lámparas halógenas convencionales (sólo un 1% aproximadamente), generan una perceptible cantidad de calor. Por eso se alcanzan temperaturas de hasta 135º C ("temperatura de unión"). Este efecto adverso realmente no fue evidente en la primera generación de estas lámparas, ya que funcionaban con baja corriente. El resultado fue una intensidad máxima de tan sólo 400 mW/cm^2. Por ello, estas lámparas ofrecían sólo limitados servicios de aplicación en los procesos del trabajo dental diario. Las lámparas de segunda generación estaban equipadas con LED mucho más eficaces y funcionaban con una corriente más alta para lograr intensidades de hasta unos 900 mW/cm^2.

El problema de tan altas intensidades es el desarrollo de calor. Por ello, o bien se incorpora un ventilador para la refrigeración o el dispositivo se tiene que desconectar automáticamente si se calienta demasiado. Sin embargo, la segunda solución obliga al odontólogo a tiempos de espera largos, especialmente si se colocan restauraciones indirectas que requieren unos tiempos medios de polimerización comparablemente altos.

Por lo general, los materiales fotopolimerizables tales como los composites se componen de monómeros orgánicos y rellenos inorgánicos. Los fotoiniciadores son necesarios para convertir los monómeros en polímeros. Cuando son expuestos a la luz, los fotoiniciadores se descomponen en radicales, iniciando así la polimerización de los monómeros. Debido a que se utilizan distintos iniciadores, se debe asegurar que la lámpara de polimerización active dichas sustancias de manera efectiva.

La alcanforquinona (dicetona presente como agente iniciador en la mayoría de las resinas fotocurables) absorbe luz en un espectro de aproximadamente 400 a 500 nm, con una absorción máxima a los 470 nm. Para acelerar el proceso de la descomposición fotoinducida de la alcanforquinona en radicales (que inician el proceso de polimerización), se añaden aminas terciarias, de ahí la denominación genérica de dicetona-amina como agentes activadores de materiales de base orgánica fotoactivables. Debido al espectro de absorción arriba mencionado, la alcanforquinona tiene un color amarillo intenso que, generalmente, no representa problemas en cuanto al matiz de la mayoría de los materiales de restauración. Sin embargo, para materiales muy translúcidos, blancos o claros (p. ej., para la restauración de dientes que han sido sometidos a tratamientos de blanqueamiento), este color amarillento puede ser desventajoso. Por esta ra-

zón, se necesitan iniciadores blancos (tales como la fenil-propanodiona [PPD] o lucerina [TPO]), que presentan un espectro de absorción de una longitud de onda menor.

Otro inconveniente asociado con el desarrollo de las lámparas de fotopolimerización, además del desarrollo de calor, es el relativamente estrecho espectro de longitud de onda emitido por algunos equipos. Como ya se mencionó, se tienen que utilizar otras sustancias distintas de la alcanforquinona como iniciadores en los materiales dentales que presenten un espectro de absorción en longitudes de ondas más cortas.

Ciertas lámparas LED no son apropiadas para polimerizar estos materiales de manera fiable y, por ello, no fueron aprobadas para la polimerización de todos los materiales de base orgánica existentes en el mercado. Merece destacarse como ventaja que las unidades LED emiten luz dentro del espectro del azul sin necesidad de que dicha radiación atraviese filtros como los existentes en los equipos basados en lámparas halógenas.

Con el fin de polimerizar dichos materiales de modo confiable, las unidades de curado tienen que proporcionar una suficiente intensidad lumínica, incluso en espectros de longitud de onda considerablemente menores que 450 nm.

Las unidades LED pueden alimentarse a partir de baterías. Las lámparas inalámbricas poseen ciertas ventajas respecto de las convencionales (alimentadas por corriente eléctrica de red). Si bien esto es cierto, deben conocerse en profundidad ciertos aspectos referidos al tipo, duración, manejo y costo de reposición de los acumuladores comúnmente utilizados en estos equipos.

Un factor decisivo para la aplicación de las lámparas fotopolimerizables inalámbricas en las clínicas dentales es el tipo de batería que utilizan, las cuales determinan la durabilidad, el tiempo máximo de funcionamiento con baterías completamente cargadas (capacidad), tiempo de carga y por último, pero no por ello menos importante, el mantenimiento requerido para la batería.

Elementos constitutivos de las lámparas halógenas

Por ser los dispositivos más comúnmente utilizados hasta ahora, se describirán los dispositivos basados en lámparas halógenas. Los elementos que constituyen los equipos para fotopolimerización intrabucal son varios. Es importante que se los conozca, pues esto asegura un correcto mantenimiento de la unidad.

Componente electrónico

Un temporizador o regulador de tiempo brinda la posibilidad de controlar el tiempo de exposición para adecuarlo a lo requerido para cada situación y/o material. En general se prefieren aquellos equipos que emiten una señal audible para cada período seleccionado. Algunas unidades tienen tiempos programados de 10, 20, 30, 40 segundos y encendido con emisión continua. Es deseable una intensidad de salida del haz de luz alta y constante con encendido continuo.

Sistema de ventilación

Un ventilador, preferentemente ubicado cercano al bulbo generador de luz, es un componente necesario para evitar el sobrecalentamiento. Esto permite utilizar un bulbo de alta potencia que permite obtener la cantidad de radiación conveniente.

Bulbo o lámpara propiamente dicha

Consta de un bulbo halógeno y un reflector. Hay de distinta potencia de acuerdo con las características de los diferentes equipos (50, 75, 100, 150 watts).

Filtros

Todos los equipos basados en lámparas halógenas deben tener filtros para el rango del color azul (absorción de todas las longitudes de onda del espectro, excepto la correspondiente a la del azul) y que absorban toda otra longitud de onda no deseada. Como ya se detalló, las unidades LED no requieren el empleo de filtros.

Sistema de conducción de la luz

La luz es conducida a través de un sistema óptico que puede ser flexible (manguera con fibra óptica) o rígida (varilla). Algunas fibras conductoras del sistema flexible pueden fracturarse durante el uso, especialmente si no se lo hace con cuidado, con lo que se pierde la posibilidad de conducir luz y, así, de disponer de potencia para la polimerización. En general se prefiere el sistema de varilla pues mantiene mejor a lo largo del tiempo la integridad de los componentes ópticos.

Son convenientes las varillas intercambiables y de distinto diámetro en su punta para poder acceder a preparaciones con diferente tamaño de superficie expuesta. Las guías de luz de mayor diámetro en su punta (p. ej., 12 mm) pueden utilizarse solamente en equipos con lámparas de alta potencia para que la polimerización esté garantizada tanto en el ancho como en la profundidad del material irradiado.

Como ya se analizó, la potencia emergente de una unidad de curado es la cantidad total de energía emitida (capaz de generar el "trabajo" de polimerización) por unidad de tiempo. Equipos que posean guías de emisión (fibras ópticas) de diámetro grande (tamaño del haz de luz) generan, normalmente, una potencia más elevada, pero una intensidad más baja. Esto puede ser ventajoso debido a que la polimerización de las resinas no sólo

depende de la intensidad de la luz, sino también de la energía total entregada al sistema. Las puntas de diámetro grandes también reducen la necesidad de superponer áreas ya curadas en restauraciones grandes.

Radiómetro incorporado al equipo

Es un elemento útil, ya que de manera rápida y sencilla permite una evaluación continua de la potencia de salida del haz lumínico. Pueden ser:

a) Cuantitativos, marcan el valor numérico de la potencia alcanzada.
b) Cualitativos, indican la normalidad de la potencia del haz emitido por medio de una pequeña luz (LED) que se ilumina, o bien al alcanzar cierto color de una escala cromática.

Pantalla de protección ocular

Puede venir adosada en la fibra óptica de algunos equipos (véase más adelante).

Monitorización y control periódico de los dispositivos

Para que las unidades para fotopolimerización actúen correctamente y el fotocurado sea el adecuado, es necesario que mantengan la longitud de onda y la potencia requeridas. Es responsabilidad del profesional y de sus auxiliares asegurar la utilización de un aparato adecuado y la realización de un control y mantenimiento apropiados. Para ello es conveniente tomar algunos recaudos.

La potencia de la energía lumínica puede verse disminuida por:

a) Alteraciones de la unidad generadora de la radiación que pueden deberse a ennegrecimiento o emblanquecimiento del bulbo y/o degradación del reflector o bien suciedad sobre él. Lo ideal es reponer la lámpara cada 3 o 6 meses como promedio. Se sugiere la limpieza periódica del reflector y también del ventilador (con aire presurizado y aspiración) para eliminar el polvillo que se deposita sobre él.
b) Alteraciones de los filtros, ya sea por contaminación o fractura. Debe tenerse muy en cuenta que son los responsables de transmitir el color azul con mínima generación de calor. Sus alteraciones pueden producir una disminución de la potencia o la emisión de radiaciones no deseables.
c) Alteraciones del sistema de transmisión óptica. La integridad del sistema óptico de conducción es indispensable para el logro de una adecuada intensidad lumínica. La monitorización de la fibra óptica puede realizarse apoyando su parte posterior sobre un negatoscopio para observar la integridad de las celdillas en la punta. Otro método consiste en tratar de leer con claridad un texto desde la punta de la fibra, habiendo apoyado su parte posterior en él. Merece destacarse que la punta de la fibra debe estar libre de cualquier contaminante (p. ej., restos de material adherido). Por ello se recomienda cada vez antes de usarlo cubrir el extremo de la punta por donde emerge la luz con una delgada película de polietileno, que se sujeta con una pequeña banda elástica. La luz emergente de la punta debe ser uniforme en toda su superficie. De este modo se manifestará una adecuada densidad lumínica.

Bioseguridad

La esterilización de la fibra óptica puede hacerse en autoclave con agua destilada a 273° F (134° C) / 30 psi (2.1 bar) durante 20 minutos. Para la esterilización en frío se deben observar las indicaciones del fabricante (concentración del producto y tiempo de inmersión). Por ejemplo, las soluciones de glutaraldehído requieren largos tiempos de inmersión: 10 horas. No deben utilizarse derivados fenólicos, yodóforos o complejos yodados.

Protección personal

La radiación generada por estos dispositivos, así como su reflejo sobre las superficies irradiadas, provoca alteraciones oculares (en la retina) que pueden ser irreversibles. Por tanto, el odontólogo, el personal auxiliar y el mismo paciente deben ser protegidos con barreras efectivas que permitan impedir el paso de la luz azul.

Existen para esto pantallas que pueden venir adosadas en las varillas de conducción. Otras se presentan como pantallas de mano. Son preferibles los anteojos de protección pues dan mucha mayor libertad de trabajo y comodidad.

Para saber si la barrera de protección seleccionada es verdaderamente efectiva, se puede interponer, entre la punta y el material o el radiómetro de curado, la pantalla o el anteojo de protección.

Si la intensidad leída en el radiómetro es 0 (cero) mW/cm^2, el método es correcto. Si el composite que fue interpuesto entre el anteojo o la pantalla y la punta no polimerizó, el método de protección es correcto.

Por último, y habiéndose analizado los aspectos más relevantes en relación con las unidades para fotopolimerización endobucal, es dable mencionar que también existen dispositivos que generan radiación electromagnética de un modo similar pero se utilizan fuera de la boca, con lo que la generación de calor no es tenida en cuenta, ya que puede contribuir al logro de un mayor grado de polimerización. Asimismo, en algunos de estos equipos la energía lumínica puede ser complementada por otras fuentes de energía (p. ej., calor). Estos aspectos serán desarrollados en otros capítulos.

Con una unidad de curado intrabucal en estado de funcionamiento deficiente pueden producirse:

1) Disminución de la potencia lumínica:
   a) Alteraciones cromáticas por menor conversión de los monómeros.
   b) Riesgo de citotoxicidad por polimerización incompleta.
   c) Posibles reacciones de alergia por los monómeros residuales (los no polimerizados).
   d) Riesgos de fracaso de la restauración.
   e) Disminución de las propiedades finales del material.
   f) Deficiente sellado marginal.
   g) Incompleto sellado de los túbulos dentinarios (filtración marginal).
   h) Sensibilidad pulpar por falta de polimerización.
2) Generación adicional de calor por radiaciones no deseadas:
   a) Lesión pulpar.

En el ejercicio de su profesión, el odontólogo debe conocer los principios relacionados con los fundamentos del funcionamiento de los equipos de curado intrabucal de modo de poder garantizar el adecuado funcionamiento que permita asegurar la correcta polimerización de los materiales que alcanzan su fraguado a partir de dicho mecanismo.

Ejercitaciones

- Explique los fundamentos del proceso de activación de la polimerización mediante radiaciones.
- Justifique el empleo de una radiación de luz azul para la activación de la polimerización de materiales en el medio bucal.
- Enumere los factores que pueden afectar la calidad de la polimerización obtenida mediante fotoactivación.
- Describa los principios del funcionamiento de los diversos dispositivos que se usan para la activación de la polimerización en materiales de uso odontológico.
- Identifique los cuidados que se deben tener para el mantenimiento y la utilización de dispositivos para fotocurado.



15

Adhesión a los tejidos dentarios

Adhesión del composite a las estructuras dentarias

El composite como material permite obtener una restauración con determinada armonía óptica y forma anatómica. Para que la restauración sea satisfactoria debe asegurarse, además, el logro del sellado marginal y la protección biomecánica del remanente dentario. Para obtener estas últimas dos condiciones debe generarse alguna interrelación, léase "adhesión", entre el composite y el sustrato dentario sobre el que se ubica.

El composite incluye, en su composición, un líquido de iguales características que el de un sellador. Por lo tanto, es lógico esperar que el mismo mecanismo de adhesión micromecánica que se ha analizado para el empleo del sellador de fosas y fisuras pueda ser usado en la realización de restauraciones con composite. La denominada técnica de grabado ácido es válida para lograr adherir un composite a esmalte en la restauración de lesiones que incluyan este tejido dentario.

El líquido presente en la pasta del composite puede ser atraído por la elevada energía superficial del esmalte grabado y penetrar en las irregularidades microscópicas generadas por el ácido. Al polimerizar, dentro de éstas quedan formadas prolongaciones sólidas (a veces se hace referencia a ellas con la palabra inglesa *tags*) que generan la adhesión por traba mecánica.

En realidad, y para mayor seguridad clínica, se acostumbra colocar sobre el esmalte "grabado" una capa delgada de monómero líquido puro o casi puro para luego completar la restauración con la mezcla del líquido y el polvo (pasta). A ese líquido (que, en definitiva, básicamente no es más que el líquido del composite pero sin el refuerzo cerámico) se lo conoce con el nombre de adhesivo o *bond*. Una vez polimerizado (con la acción de una luz o bien esperando, según el producto sea fotocurable, autocurable o dual), se coloca sobre él la pasta del composite. Esta pasta, al polimerizar, queda unida químicamente a esa primera capa a través de uniones químicas

generadas con la superficie no polimerizada por inhibición producida por el oxígeno del aire (capa inhibida).

Todas las consideraciones que se realizaron al analizar la técnica de grabado ácido en el caso de los selladores son válidas para su empleo con los composites.

La situación no es la misma cuando se necesita adherir la resina a una superficie no adamantina como la de la dentina o el cemento dentario. En esos tejidos dentarios, menos calcificados, existen cristales de hidroxiapatita pero en menor cantidad, no orientados en forma de varillas, e incluidos en una trama de fibras colágenas y con presencia de humedad (a partir del líquido presente en los conductillos dentinarios).

Para poder generar adhesión micromecánica de un composite a este tejido es imprescindible contar con un líquido capaz de introducirse y polimerizar entrelazado en esa estructura. El líquido de los composites (y el de los adhesivos) no es capaz de hacerlo, ya que no es una sustancia con afinidad con el agua, lo que es necesario para asegurar la posterior estabilidad química del producto final en el medio bucal.

La adhesión de las resinas a la dentina se alcanza colocando sobre ella un líquido con moléculas compatibles con el agua y con capacidad de copolimerizar con las de un "adhesivo" que contenga grupos con afinidad con el agua (para que se una a esas moléculas) y sin afinidad con el agua (para que se una al composite que luego se colocará sobre él).

Para que esas moléculas penetren en la estructura dentinaria debe "abrírseles camino". Para ello, se hace actuar sobre la superficie una sustancia ácida junto con esa molécula con afinidad con el agua o antes de su empleo.

En resumen, para lograr la adhesión de un composite a la dentina es fundamental ejecutar tres acciones: desmineralizar (o acondicionar con ácido) la superficie, impregnarla con un monómero con afinidad por el agua y colocar un "adhesivo" que reúna componentes con afinidad y sin afinidad con la humedad.

Se crea, con esto, una capa de dentina que tiene incorporado en su estructura, y con ello adherido, un polímero. A esta capa, denominada usualmente *capa híbrida*, se adhiere luego el composite con el cual se realiza la restauración.

Estos conceptos indican cómo es posible adherir un composite al conjunto de las estructuras dentarias, lo que es necesario no sólo para evitar el desprendimiento del bloque restaurador. Una integración y continuidad entre la estructura del material restaurador y la estructura dentaria evita la presencia de brechas entre ambos. En ellas, si existen, pueden introducirse, por fenómenos similares a la capilaridad, los componentes del medio bucal. La adhesión es imprescindible, entonces, para alcanzar el denominado "sellado marginal". Su ausencia permite que se produzca "filtración marginal" que hace que los iones, las sustancias y los microorganismos presentes en la saliva lleven al fracaso de la acción terapéutica al generar procesos, defectos e infecciones (lesiones de caries) con sus secuelas posteriores.

Por otro lado, una integración estructural del material con la sustancia dentaria permite al conjunto funcionar mecánicamente como una unidad. Así, las fuerzas que reciben ambas estructuras son absorbidas de manera conjunta. El diente restaurado en estas condiciones mantiene un comportamiento mecánico más cercano al del diente sano y sus posibilidades de fractura son menores.

La adhesión entre composite y estructuras dentarias es absolutamente necesaria para poder alcanzar las características de sellado marginal y protección biomecánica del remanente dentario que, junto con una satisfactoria armonía óptica y forma anatómica funcionalmente correcta, determinan el éxito de una restauración.

Es importante mencionar, además, que la adhesión a la estructura dentaria debe ser suficiente para que no se pierda en el momento de realizar la técnica restauradora. El composite se endurece por medio de una reacción de polimerización y cualquier reacción de este tipo determina una contracción volumétrica. El espacio que ocupan las moléculas en estado líquido (y por ello el espacio que ocupa la pasta del composite) es mayor que el que ocupan esas mismas moléculas una vez que se han unido para formar las moléculas de polímero. Al endurecerse y contraerse el composite se genera una tensión que tiende a separarlo de la superficie sobre la que fue aplicado.

Si se tiene en cuenta el tipo de moléculas que se utilizan en la formulación de los composites (diacrilatos de peso molecular relativamente elevado), se puede estimar que su contracción de polimerización produce una fuerza que, al distribuirse sobre la superficie de contacto con el diente, genera una tensión (fuerza/superficie). Esa tensión se puede calcular que tiene un valor de alrededor de 15 MPa (puede ser un poco más o menos según la situación clínica de que se trate).

Esto significa que, antes de colocar la masa principal de pasta de composite, una primera capa debe estar adherida a la superficie dentaria con un valor de resistencia adhesiva (tensión necesaria para producir el desprendimiento) mayor que el citado (15 MPa). Si así no fuera, la contracción produce una separación y una brecha que impiden el logro de los objetivos restauradores.

El mecanismo en el que se basa el trabajo técnico para adherir los composites a las estructuras dentarias tiene por fundamento la capacidad de los líquidos orgánicos para introducirse en irregularidades, incluso de nivel microscópico. Ese líquido polimerizado se transforma en un sólido que queda adherido mecánicamente al sustrato.

Por ello, las técnicas de restauración de un diente con composite incluyen pasos que permiten preparar la superficie de la estructura dentaria involucrada para que las moléculas de un líquido orgánico (que podríamos llamar "adhesivo") penetren en algunas de sus zonas y, al polimerizar, generen adhesión mecánica microscópica. Al colocar sobre ese "adhesivo" la pasta de un composite, las moléculas que constituyen su líquido se unen a la capa adherida y se alcanza el objetivo buscado.

Adhesión de resinas al esmalte

Ya se ha analizado una técnica empleada hace muchos años que, sobre la base de esos principios generales, permite adherir un composite al esmal-

te de la estructura dentaria: la "técnica de grabado ácido". Para utilizarla es necesario tener presente: el aislamiento correcto de la zona de trabajo con respecto al medio bucal, la ausencia de contaminación de la superficie, el cuidado de la forma y el tiempo de aplicación del ácido, y el posterior lavado y secado del área involucrada.

También se recordará que el "adhesivo", en este caso, no necesita tener ninguna composición diferente de la del líquido de la pasta del composite. La naturaleza del esmalte y la poca cantidad de agua en su composición le permiten introducirse en las irregularidades generadas por la acción del ácido sobre la estructura prismática del esmalte y generar la adhesión buscada.

Si se tienen en cuenta los cuidados indicados y se realizan adecuadamente los pasos técnicos, es posible generar una adhesión al esmalte que alcanza valores bastante superiores a 15 MPa. De esta manera se aseguran el sellado marginal y la integración mecánica de ambas estructuras.

Hace un tiempo se intentó tratar el esmalte con otras concentraciones de ácido fosfórico (p. ej., 10%) o bien soluciones de otros ácidos, como el maleico, nítrico, cítrico, oxálico, etc., lo que era aprovechado en técnicas adhesivas de preparación simultánea del esmalte y la dentina. Al ser dos tejidos tan diferentes en su composición, lo que podía ser beneficioso para uno no lo era para el otro. Por esta razón, la justificación de reemplazar el ácido fosfórico, en su concentración clásica o por otro, se hallaba comprendida en el logro de un adecuado patrón de grabado del esmalte y un correcto acondicionamiento dentinario. El uso de estos ácidos en sustitución del fosfórico no fue masivamente aceptado a la luz de los resultados obtenidos (principalmente en cuanto al esmalte). Esta aseveración dio por resultado el empleo de rutina del ácido fosfórico en su concentración habitual (32% al 40%) tanto en esmalte como en la dentina. Cuando este último tejido se acondiciona junto con el grabado del esmalte (técnica de grabado total), se recomienda el uso de geles o jaleas de ácido fosfórico y limitar siempre el tiempo de contacto con tejido dentinario a un lapso de hasta 15 segundos (algunos autores aconsejan tiempos de 5 a 10 segundos).

No obstante, en la actualidad existen adhesivos que no requieren la utilización previa de un ácido independiente (p. ej., ácido fosfórico) para poder adherir un material de base orgánica a tejido adamantino, sino que ya en su formulación tienen incorporadas sustancias ácidas (p. ej., monómeros ácidos) capaces de generar un grabado del esmalte cuando se los aplica. Con estos productos no se indica la realización de la técnica de grabado ácido como paso anterior a la colocación del adhesivo. El producto contiene los "ingredientes" químicos necesarios para generar las condiciones antes mencionadas en la estructura adamantina. Por esta razón, se los conoce como *adhesivos de autograbado* o *autoacondicionantes*. Se los aplica directamente sobre el esmalte limpio (previa profilaxis) o cortado (con elementos cortantes de mano y/o rotatorios) y es, incluso, innecesario el lavado luego de colocados. En función de lo dicho, los tiempos clínicos empleados en las maniobras técnicas se ven reducidos significativamente. Si bien los resultados de resistencia de la unión adhesiva de composites a esmalte cortado (trabajado por elementos cortantes) y tratado con sistemas de autograbado parecen ser promisorios, la controversia aún existe cuando se aplican sobre tejido adamantino no cortado. En definitiva, si la investigación científica corroborase el adecuado funcionamiento de estos productos, la técnica de grabado ácido tal cual fue descrita empezaría a declinar en su empleo clínico.

Adhesión de las resinas a la dentina

En este tejido dentario, menos calcificado que el esmalte al igual que el cemento radicular, existen cristales de hidroxiapatita pero en menor cantidad y no orientados en forma de varillas, sino incluidos en una trama de fibras colágenas.

Si esa superficie se trata con un ácido, sólo se logra eliminar parte de la hidroxiapatita dejando matriz colágena expuesta. Ésta no constituye una superficie tan apropiada como el esmalte para atraer el material restaurador. Además, la estructura dentinaria contiene humedad, especialmente en un diente vital, lo que la hace incompatible con una sustancia que no tiene afinidad con ella como los monómeros constituyentes de las resinas reforzadas (composites) para restauraciones. En consecuencia, si no existe esmalte en la zona de trabajo, no puede buscarse fácilmente adhesión en el nivel mecánico microscópico.

Durante bastante tiempo se pensó que la única solución efectiva radicaba en la búsqueda del otro mecanismo de adhesión posible: la adhesión específica (química), o sea, lograr interacción entre los componentes químicos de la resina (su parte líquida) y del diente. En este último, y en la dentina y el cemento, existen por lo menos dos componentes químicos: hidroxiapatita y colágeno.

La solución fue buscada por medio del desarrollo de líquidos con moléculas de doble capacidad de reacción: por un lado, con componentes de la estructura dentaria (p. ej., a través de grupos ácidos) y, por el otro, con el monómero líquido de la resina para restauraciones al disponer de grupos vinílicos (carbonos unidos por dobles ligaduras) capaces de copolimerizar con las moléculas del material restaurador. Era la intención que estos líquidos actuaran como un verdadero *agente de enlace* entre la estructura dentaria y la resina, del mismo modo que lo hace un vinil-silano entre las fases orgánica y cerámica de una resina reforzada.

Los resultados alcanzados no fueron tan satisfactorios como era deseable. La dificultad principal del esquema propuesto estriba en la imposibilidad de lograr un adecuado contacto e interacción entre una superficie con humedad y un líquido como el constituido por las moléculas empleadas.

También debe considerarse que el trabajo operatorio sobre la dentina con instrumentos cortantes determina la aparición sobre ella de una capa que puede describirse como de *dentina aplastada, dentina estirada* o *lodo* o *barro dentinario* (*smear layer*, para los autores de habla inglesa). A esa dentina alterada se le aplicaba el supuesto adhesivo y se producía así otro efecto negativo.

El importante avance en el área y las posibilidades disponibles en la actualidad para lograr sobre la dentina el mismo grado de éxito que se obtie-

ne al trabajar sobre el esmalte surgieron al reconocer que una adhesión eficaz a la dentina en una situación clínica necesitaba de mecanismos micromecánicos. Esto significa que hay que disponer de moléculas polimerizables que puedan introducirse en la estructura de la dentina y quedar trabadas allí al polimerizar.

Una parte de la estructura dentinaria que permite generar esa traba micromecánica es, fundamentalmente, la trama colágena de la dentina intertubular. La eventual penetración de las moléculas en la luz de los conductillos dentinarios no resulta tan significativa en este sentido.

Entonces, la adhesión de las resinas a la dentina hoy se alcanza, como ya se ha descrito, colocando sobre su superficie moléculas compatibles con el agua que se introducen en el interior de la trama colágena de la dentina intertubular. Al polimerizar, queda formada una estructura o capa en la que coexisten los componentes de la dentina y el material polimerizado, habitualmente denominada "capa híbrida". A esa capa puede unirse el composite de la misma manera y con la misma eficacia que lo hace a la capa ubicada sobre el esmalte grabado.

Para lograr que esas moléculas penetren en la estructura dentinaria debe "abrírseles camino", es decir, debe exponerse la trama colágena. Para ello deben disolverse los cristales de hidroxiapatita que junto con el colágeno constituyen la dentina intertubular y el "barro dentinario", si es que existe.

Por esta última razón, en los denominados *adhesivos dentinarios* se hace actuar sobre la superficie, junto con esas moléculas con afinidad por la humedad o anteriormente a su empleo, una sustancia ácida. Ésta disuelve la hidroxiapatita y expone la trama colágena.

En pocas palabras, la superficie es tratada impregnándola con un *imprimador* o "*primer*", como por lo general se reconoce la sustancia que se aplica para preparar la superficie sobre la que se quiere generar adhesión.

Este imprimador contiene el monómero con afinidad con el agua mezclado en algunos casos con algún vehículo que puede ser agua o algún solvente orgánico, como la acetona o el etanol, o bien la combinación agua-acetona, o alcohol-agua.

En ciertos sistemas adhesivos, previamente al *primer*, la dentina es tratada con ácido fosfórico en su concentración habitual. En estos casos, el esmalte puede ser grabado simultáneamente. El ácido se aplica durante alrededor de quince segundos; un tiempo mucho más prologado produce una desmineralización en mayor profundidad que no puede ser luego adecuadamente impregnada por los monómeros y, lo que es más importante, un aumento de la humedad superficial debido a la hipertonicidad de la solución de ácido fosfórico con respecto al fluido dentinario intracanalicular. Se procede a lavar y luego a secar, pero dejando alguna humedad presente. Ésta se hace necesaria para que actúen y penetren en la trama colágena los monómeros que tienen afinidad por ella. En una dentina excesivamente seca colapsan las fibras colágenas, con lo que la impregnación y, por ende, la adhesión, no es eficazmente obtenida. Evaporado el solvente del *primer*, si el producto en particular que se está utilizando así lo requiere, se activa su polimerización.

En otros casos, el *primer* contiene el ácido o un monómero con grupos ácidos y afinidad por el agua. En este caso, sobre la dentina (en realidad sobre el barro dentinario) se coloca este tipo de *primer*, que se deja actuar durante unos segundos y luego se genera la evaporación del solvente y/o se activa la polimerización según el sistema en particular. Merece destacarse que en estas situaciones se debe recurrir al uso de grabado con ácido fosfórico solamente del esmalte.

Sobre la dentina así preparada, con algunos de estos sistemas, se coloca el adhesivo, que es un líquido con monómeros tanto con afinidad como sin afinidad con el agua. Generalmente este líquido se comercializa como "adhesivo" y se une a lo que está impregnado en la superficie y luego a él puede adherirse el composite (pasta) con el que se completa la restauración.

Algunos productos indican el grabado simultáneo de los tejidos duros dentarios (técnica de grabado total) y luego, la aplicación de un "*primer* adhesivo" que contiene monómeros capaces tanto de interactuar con la matriz de los composites como impregnando la dentina húmeda.

También existen disponibles comercialmente en la actualidad sistemas que omiten el empleo de las soluciones de ácido fosfórico descritas precedentemente, incluso para su aplicación en esmalte dentario. Los principios de funcionamiento en dentina son similares a los analizados. Sin embargo, estos materiales poseen ácidos o monómeros ácidos incluidos en su composición que producen un patrón de grabado determinado en el esmalte. En dentina, estas sustancias ácidas logran acondicionar la superficie permitiendo la infiltración e impregnación de la trama colágena.

Según el sistema en particular que se haya seleccionado, deben seguirse los pasos indicados por el que lo desarrolló (fabricante). Muchos de los sistemas actualmente disponibles han demostrado su utilidad clínica pero cada uno de ellos debe usarse con la técnica específica que su composición demanda.

A nivel experimental también se ha trabajado con la eliminación de la trama colágena empleando soluciones de hipoclorito de sodio antes de la colocación del sistema adhesivo. Algunos resultados indican que es posible lograr en estas condiciones una adhesión micromecánica satisfactoria sobre esa superficie libre de colágeno.

Se describirán a continuación algunas variaciones posibles en esas técnicas en función de la presentación comercial de algunos adhesivos dentinarios pero dejando aclarado que en todas las situaciones deben consultarse las instrucciones específicas del laboratorio que crea el producto.

Presentación comercial de los sistemas adhesivos

Los sistemas adhesivos pueden clasificarse en dos grupos o tipos principales en función de la indicación de realizar o no la preparación de la superficie dentaria con un ácido como el fosfórico. A su vez, dentro de cada uno de esos dos tipos pueden diferenciarse dos clases o subtipos.

Así, por ejemplo, los sistemas del primer tipo, es decir, los que indican la preparación de la superficie con una solución ácida como paso independiente, pueden requerir el uso del imprimador y el adhesivo como pasos independientes consecutivos o bien la reunión de ambas operaciones en un solo paso.

En el cuadro 15-1 se resume la situación. En él se esquematiza cómo las tres acciones que requiere el procedimiento –acondicionamiento o grabado con ácido, impregnación con un *primer* y adhesión propiamente dicha– pueden realizarse como tres pasos operatorios independientes o dos o tres de ellos combinarse en uno solo.

Adhesivos de tipo 1 (cuadro 15-1)

En estos productos se realiza primero la aplicación de la solución ácida, que es provista de manera independiente de los otros componentes, por lo general en forma de un gel o jalea (solución ácida con un agente "espesante"), sobre la superficie. Como esto se realiza simultáneamente sobre dentina y esmalte, a veces se hace referencia a esta técnica como *técnica de grabado total.* El ácido puede ser el fosfórico al 32-40% aunque en algunas marcas comerciales se incluían otros que sobre el esmalte previamente trabajado con fresas producen un efecto equivalente (p. ej., fosfórico al 10%, maleico, nítrico combinado con otras sustancias, etc.).

Luego de unos segundos (por lo habitual 15) de acción desmineralizante del ácido, se procede a lavar con los mismos cuidados indicados para el trabajo en esmalte, es decir, eliminar las sales formadas y, eventualmente, las sustancias espesantes que se agregan al ácido para constituir los geles ácidos a veces provistos. Como resultado de este paso técnico, queda eliminado el "barro dentinario", expuesta la trama colágena y abiertos los conductillos dentinarios y grabado el esmalte.

Se procede luego a secar la superficie. Esto debe hacerse cuidando de no eliminar por completo la humedad. Incluso algunos operadores sugieren no utilizar aire a presión sino alguna pequeña gasa o elemento similar (sin frotar la superficie para no dañarla). Como ya se mencionó, la excesiva eliminación de la humedad de la dentina hace que las fibras colágenas se colapsen (se peguen unas a otras) con lo que las moléculas luego no pueden introducirse en la estructura y se pierde la adhesión buscada.

Esto es fundamentalmente importante en aquellos productos en los que se colocará luego sobre la superficie preparada sustancias que contienen acetona y no agua o agua y alcohol etílico como vehículo. En los que contienen agua, la situación no es tan crítica porque ella se ocupa de rehidratar la dentina si se la ha secado en exceso. Por estas razones, es importante que el operador conozca la composición básica del producto que está empleando y proceda técnicamente como se indica para él.

En los productos de tipo 1.a, el imprimador se provee en un envase independiente. En algunas marcas comerciales sus componentes pueden venir en envases separados y requerirse una mezcla de ellos antes de colocarlo sobre la dentina preparada. Luego de colocarlo sobre la superficie dentaria tratada puede ser indicado proceder a la eliminación del vehículo del *primer* (agua u otros solventes) secando con aire para luego colocar sobre la superficie el "adhesivo" que, al copolimerizar con las moléculas del *primer*, forma la "capa híbrida" y genera la adhesión. Se hace polemizar el "adhesivo" activado con luz si el producto es fotocurable y, sobre él, se procede a colocar el material restaurador (pasta del composite).

Cuando el producto es de tipo 1.b, los componentes imprimadores y adhesivos son provistos en forma conjunta, es decir, para uso simultáneo en un solo paso. En este caso debe aplicarse el líquido contenido en un solo recipiente (a veces se hace referencia a "adhesivos monoenvase") sobre la superficie tratada previamente con el ácido.

En algunos de los que hoy se comercializan, el paso de colocación de ese líquido se hace por duplicado. Una primera aplicación es para permitir la impregnación de la trama colágena (y la acción del ácido si no se hizo antes) y una segunda (con la consiguiente activación de la polimerización) para generar la capa adhesiva antes de colocar el composite. Otros, en cambio, posibilitan realizar la operación en una sola aplicación de los componentes incluidos en el envase.

Adhesivos de tipo 2 (cuadro 15-1)

Estos sistemas adhesivos dentinarios a veces son denominados *de autograbado.* Con ello se indica que el acondicionamiento o grabado ácido se realiza en forma simultánea con la impregnación (adhesivo de tipo 2.a) o con la impregnación y adhesión (adhesivo de tipo 2.b). Con estos productos no se realiza ningún lavado de la superficie ya que, de hacerlo, se eliminaría la sustancia, que debe actuar impregnando.

Como es de esperar, estos productos incluyen en un solo envase el componente de reacción ácida y las moléculas encargadas de la impregnación (tipo 2.a) o componentes como para realizar las tres acciones requeridas–acondicionamiento, impregnación y adhesión– en forma simultánea (tipo 2.b). En este último caso la presentación comercial no necesariamente es en forma de un recipiente único, sino que puede darse la alternativa de que cada "ingrediente" se encuentre en distintos compartimientos para evitar posibles in-

Cuadro 15-1. *Tipos de sistemas adhesivos para composites y pasos operatorios que requieren*

Sistema	*Pasos técnicos*		
	Aplicar ácido	*Colocar* primer	*Colocar adhesivo*
1.a	*1*	*2*	*3*
1.b	*1*	*2*	
2.a	*1*		*2*
2.b	*1*		

teracciones químicas. En el momento de su empleo clínico se procede a la mezcla de aquellos para su posterior aplicación sobre la superficie dentaria.

En síntesis, el clínico dispone de una gran cantidad de alternativas respecto de la forma de presentación y mecanismos de funcionamiento de los sistemas adhesivos para resinas reforzadas.

Valores de adhesión en composites e ionómeros

Tanto los ionómeros vítreos como los composites permiten generar mecanismos para su adhesión a las superficies dentarias con la finalidad de evitar la existencia de espacios (brechas) entre ambas estructuras, con lo que logra así su integración biomecánica y el sellado marginal de la restauración.

En los composites, esto se obtiene con adhesión fundamentalmente micromecánica (formación de la denominada "capa híbrida"). Puede generarse accesoriamente, quizás, alguna adhesión química si las moléculas que intervienen en la formulación de *primers* y/o adhesivos tienen grupos con capacidad de reacción con grupos de la hidroxiapatita o del colágeno.

En los ionómeros vítreos "convencionales", ese objetivo se alcanza a través de las reacciones químicas entre grupos carboxilo de moléculas de ácidos polialquenoicos en solución acuosa con el calcio de la hidroxiapatita y quizá con algunos grupos del colágeno.

En los ionómeros modificados con resinas ("híbridos"), la situación es similar a la de los convencionales, aunque puede suponerse que al utilizar *primers* en algunos de ellos también puede existir algo de adhesión micromecánica como en los composites.

Una pregunta que surge en el uso de estos mecanismos de adhesión es qué cantidad de adhesión hace falta, es decir, cuál es el valor de la resistencia adhesiva (tensión máxima necesaria para producir desprendimiento) que se necesita para alcanzar el éxito clínico.

Conceptualmente puede decirse que el valor necesario es uno que sea superior a la tensión máxima que puede llegar a ser generada sobre la interfase. Esas tensiones se generan en primera instancia cuando se produce la transformación del material de estado de pasta (líquido más polvo) en un sólido. Las reacciones químicas involucradas, especialmente las de polimerización, generan contracción y, en la mayoría de las situaciones clínicas, tendencia a la separación del material de la superficie sobre la que fue colocado.

Que esa separación se produzca o no (y con ello se alcance el resultado clínico buscado o no) depende del valor de adhesión logrado y de la posibilidad de que la zona de adhesión se "acomode" disipando las tensiones que tienden a producir separación.

En los ionómeros vítreos, los valores de adhesión a las estructuras dentarias que se logran son relativamente bajos (pocas veces se comunican valores que superan los 5 MPa en el caso de los convencionales) y, sin embargo, con ellos se logra éxito clínico en relación con la ausencia de desprendimiento de la restauración y de filtración marginal.

Buena parte de esta situación se debe a que la reacción de endurecimiento de los ionómeros no es "instantánea", tarda en completarse la formación de las sales de aluminio. Por ello, las propiedades mecánicas finales (especialmente la rigidez) demoran en alcanzarse y así da tiempo a que la zona de adhesión se "acomode" a las tensiones que se generan durante el endurecimiento.

En los composites, la adhesión final es mayor (valores de más de 15 a 20 MPa son comunes sobre el esmalte y sobre la dentina con los adhesivos dentinarios actuales). No obstante, debe tenerse presente que la contracción de polimerización es significativa con el tipo de moléculas que hoy se usan. Además, la transformación (polimerización) es casi "instantánea", sobre todo cuando se emplea la activación física (fotocurado) y el módulo elástico final es alcanzado prácticamente desde el mismo momento en que termina la activación.

Se genera, por esto último, una situación en la cual la zona de adhesión no tiene esa posibilidad de "acomodarse" ante las tensiones inducidas y las posibilidades de que se produzcan brechas son mayores que en los ionómeros. Conociendo y teniendo presente esta situación, pueden diseñarse situaciones de trabajo clínico que traten de evitar los posibles problemas que podrían aparecer.

Así, en el diseño de las preparaciones dentarias a restaurar con composite se deben tener en cuenta aspectos como el mínimo volumen posible, la máxima superficie posible para la adhesión, la máxima superficie libre para que la contracción pueda producirse a partir de ella y no de la zona de contacto con el diente. Junto con esto, ayuda el disminuir el volumen de composite a emplear usando ionómero vítreo como relleno de la zona interna de la preparación.

También pueden lograrse situaciones más favorables empleando resinas reforzadas con menor módulo elástico (menor rigidez) para que puedan "acomodarse" mejor ante las fuerzas que tienden a separarlas de la estructura dentaria. En algunas situaciones clínicas, esto se puede tener en cuenta en la selección del material de restauración.

Otra posibilidad es utilizar una "capa adhesiva" con cierta flexibilidad (reducido módulo elástico) para lograr la citada "acomodación" sin necesidad de disminuir el módulo elástico del composite que, en determinadas situaciones clínicas, necesita ser elevada. Esto se puede lograr utilizando adhesivos que, además del líquido (moléculas), contenga en su composición alguna pequeña cantidad de refuerzo cerámico. La capa con ellos lograda ayuda a alcanzar el objetivo y evitar la aparición de brechas entre composite y estructura dentaria. Estos adhesivos a veces son denominados "adhesivos estructurales". Del mismo modo pueden utilizarse los antes analizados composites fluidos, interponiéndolos entre el composite de restauración y los tejidos dentarios tratados con un adhesivo.

Algunas líneas de trabajo aceptan el empleo de ionómeros modificados con resinas como adhesivos para composites. Existen en el comercio sistemas adhesivos *ionoméricos* específicos que, además de su biocompatibilidad y liberación de fluoruros, son capaces de integrar eficazmente una resina compuesta a una preparación dentaria.

Por último, también se pueden lograr los objetivos de la adhesión del composite al diente disminuyendo la velocidad con que se lo transforma en sólido. Así se da tiempo a que se acomode en el momento de la contracción y se favorece la falta de formación de brechas.

Con los productos fotocurables, esta última situación puede alcanzarse empleando baja potencia en las unidades (lámparas) de polimerización, o alejando la fuente de luz de la superficie del composite o interponiendo algo entre la fuente de luz y el composite (p. ej., la estructura dentaria) en los momentos iniciales del trabajo para que el material no alcance su rigidez final tan rápidamente. En algunos composites de reciente desarrollo, esta misma situación se alcanza mediante el uso de monómeros y sistemas de iniciación de la polimerización balanceados para lograr el efecto buscado.

Es preciso tener en cuenta todas estas consideraciones al proceder a la restauración de las preparaciones con composites con el fin de lograr el éxito de los objetivos terapéuticos propuestos con el trabajo clínico.

Ejercitaciones

- Describa las condiciones básicas que permiten obtener adhesión entre un composite y las estructuras dentarias.
- Enumere los pasos técnicos necesarios para el logro de adhesión entre un composite y el esmalte dentario.
- Identifique las diferencias que se plantean entre los mecanismos de adhesión a esmalte y a dentina.
- Describa las características de los diferentes sistemas que se emplean en el trabajo clínico para lograr adhesión entre el composite y la dentina.



16

Tendencias en materiales restauradores de base orgánica

Diversas presentaciones y publicaciones recientes denotan el continuo interés, por parte de la ciencia y la tecnología en materiales, en modificar los ya existentes o en nuevos desarrollos relacionados con los materiales restauradores de base orgánica.

La actividad científica sigue siendo muy fecunda en el estudio de los problemas asociados con la contracción de polimerización de las resinas compuestas. Los esfuerzos tendientes a minimizar esa contracción y/o la tensión generada durante su empleo en restauraciones directas pueden dividirse en dos áreas: los cambios en la estructura o composición química de los monómeros presentes en un producto y en las modificaciones de los rellenos o el uso de aditivos específicos.

Los monómeros de dimetacrilato típicamente utilizados pueden ser reemplazados con metacrilatos alternativos que reducen la densidad de los grupos reactivos. En relación con ello, se han desarrollado y evaluado nuevos monómeros, como las moléculas cristalinas en los intentos por reducir la contracción.

Otro ejemplo lo constituyen los siloranos y los oxiranos (con radicales epóxicos) u otras aproximaciones de moléculas que polimerizan por apertura de anillos. En estos casos, las diferencias en la composición química de estos monómeros, en comparación con los basados en metacrilatos de densidad similar de entrecruzamiento de cadenas poliméricas, pueden dar por resultado una significativa reducción de las tensiones generadas por la contracción. Estas alternativas incluyen los dímeros derivados de ácidos como monómeros diluyentes alternativos, sistemas vinílicos derivados del éter, composiciones basadas en tiolenos, que producen una verdadera demora en la gelación en relación con los polímeros obtenidos por adición y los estudios realizados con monómeros que generan expansión como consecuencia de sus reacciones como los espir-orto-carbonatos. Se observaron algunas desventajas con ellos; entre ellas, su toxicidad, su gran sensibilidad a la humedad, su marcada afinidad con la humedad y, en algunos casos, su muy baja reactividad.

Las modificaciones pueden basarse en los rellenos presentes en un composite. Es sabido que el aumento de la carga cerámica de refuerzo es capaz de disminuir la contracción de polimerización. Sin embargo, existen pocos trabajos sistemáticos diseñados para evaluar el efecto directo del volumen de relleno en relación con la tensión de contracción. Algunos informes indican que la tensión aumenta a mayor carga de relleno inorgánico. Se han realizado ciertos esfuerzos preliminares a este respecto evaluando, en forma simultánea, el grado de conversión y la tensión de contracción. Ellos indican que la adición incremental de refuerzo cerámico deriva en reducciones leves, pero progresivas, en el grado de conversión. Esta situación determina disminuciones en la magnitud de la tensión, aunque el módulo de elasticidad aumenta con el incremento del volumen de carga cerámica.

Las porosidades microscópicas en la masa de una resina compuesta antes de la polimerización generan una contracción y un desarrollo de tensión reducidos debido a la formación de burbujas en la matriz polimérica. La introducción de microrrellenos o nanorrellenos no adheridos en resinas compuestas ha permitido lograr estructuras controladas y libres de porosidades y de contracción y con reducida generación de tensión durante la polimerización.

La polimerización inducida a través de la separación de fases, tanto a través de la selección de determinados comonómeros como por la inclusión de aditivos específicos, puede reducir la contracción y la tensión en forma apreciable con respecto a aquellos sistemas similares que poseen composiciones homogéneas. La incorporación de plastificantes o comonómeros que favorecen el desarrollo de materiales de menor módulo elástico puede, también, reducir significativamente el grado de tensión de contracción final del material ya polimerizado.

Existen varios desarrollos al respecto, relacionados con el uso de rellenos modificados o con la incorporación de aditivos para reducir la tensión de contracción en las resinas compuestas.

Un método se basa en la introducción de nuevos tratamientos con vinil-silano de las partículas cerámicas de refuerzo. Estos rellenos modificados permiten una mayor incorporación de carga inorgánica en la matriz polimérica, mayor grado de conversión monómero-polímero e, incluso, una reducción en la tensión de contracción en comparación con los composites dentales convencionales. Otra estrategia involucra la formación de estructuras poliméricas de alto peso molecular basadas en la nanotecnología (obtención de un nanogel). Los rellenos prepolimerizados pueden disolverse en las resinas dentales comúnmente utilizadas y generar polímeros finales de contracción y tensión significativamente más bajos respecto de los composites tradicionales. Tanto en lo que respecta al enfoque de la obtención de rellenos modificados como en el desarrollo de prepolímeros basados en un nanogel, pueden mejorarse las propiedades mecánicas con respecto a los materiales de uso corriente.

Debe resaltarse que, más allá de las clasificaciones y nomenclaturas, el vertiginoso avance en el campo de los materiales de base orgánica para restauraciones dentales se encuentra en constante desarrollo y probablemente, en pocos años, se introduzcan en el mercado otras alternativas y variantes que tendrán cabida en futuros libros de texto sobre la ciencia de los materiales dentales.

En la actualidad se dispone comercialmente de distintas alternativas y variantes a las resinas restauradoras compuestas descritas en el capítulo 13. Aquí se detallarán algunos conceptos relacionados con tres tipos de productos que son o han sido comercializados: los compómeros, los cerómeros y los ormoceres.

Compómeros

Los compómeros fueron introducidos en el año 1993 como un grupo de materiales desarrollados teniendo en cuenta las propiedades favorables de los composites y de los ionómeros vítreos.

El término compómero deriva de la asociación de dos palabras, COMPOsite e ionóMERO, y sugiere la combinación de las tecnologías de ambos. Caracteriza a una resina compuesta que posee, una vez polimerizada y en contacto con la humedad, las características de un ionómero vítreo, en el sentido de que puede generarse en ellos una reacción ácido-base similar a la que se produce durante el fraguado de un cemento de ionómero.

En resumen, un compómero es una resina reforzada con algunas propiedades similares a las de un ionómero. Luego de polimerizado y en función del tiempo de exposición a la humedad de la cavidad bucal, el compómero experimenta una serie de reacciones químicas que le permiten una transformación en estado sólido mediante la cual es capaz de, como un ionómero vítreo, liberar fluoruro.

Presentación

Los compómeros se presentan como las resinas reforzadas o composites fotopolimerizables: en forma de jeringas o dispensadores unitarios (unidosis) que contienen el material en consistencia plástica. Al ser materiales muy sensibles a la humedad, esas jeringas o dispensadores son envasados al vacío en *blisters* de aluminio herméticamente cerrados.

Debe tenerse presente que, una vez retirada la jeringa o el dispensador individual del *blister* respectivo, el material tiene que ser utilizado en un período variable para cada producto en particular (en algunos casos, no mayor a los 60 días), pues de lo contrario la humedad que absorbe el compómero altera sus propiedades físico-químicas. Además del material propiamente dicho, los avíos se presentan con un adhesivo de características similares a los conocidos para los composites.

Composición

Los compómeros son materiales combinados, constituidos por una fase orgánica y un refuerzo cerámico. El componente orgánico de la pasta inicial está constituido por monómeros vinílicos (con enlaces C=C) de alto peso molecular (p. ej., BIS-GMA/UDMA, etc.) a los que se les agregan monómeros hidrófilos (p. ej., TCB: resina derivada del ácido tetracarboxil bu-

tano) derivados de ácidos polialquenoicos (contienen grupos COOH y C=C).

En resumen, la fase orgánica de un compómero se obtiene a partir de monómeros básicamente similares a los existentes en los composites y monómeros derivados de ácidos polialquenoicos (similitud con los ionómeros) que copolimerizan determinando el endurecimiento del material.

El refuerzo cerámico está representado por vidrios liberadores de iones similares a los que constituyen el polvo de los cementos de ionómero vítreo (vidrios de flúor-alúmino-silicato u otros parecidos, como el de flúor-estroncio-silicato). No obstante, algunas marcas comerciales incorporan, además del vidrio descrito, otros refuerzos adicionales basados en partículas cerámicas similares a las que intervienen en el relleno de los composites. El tamaño de las partículas de vidrio de refuerzo oscila entre los 0,8 a 2,5 mm según las distintas marcas comerciales.

El contenido cerámico ronda entre el 65% y el 72% en peso para los productos existentes. A diferencia de los composites, cuyas partículas de refuerzo son tratadas industrialmente con un agente de enlace (vinil-silano) para que, cuando el material polimerice, formen una unidad estructural con la matriz, en los compómeros que poseen sólo vidrios liberadores de iones en su composición ese agente no es empleado. Esta situación se produce porque, como consecuencia de la reacción ácido-base, las partículas de vidrio quedan unidas a la matriz polimérica en forma directa. Sin embargo, cuando se incluyen, además de los vidrios mencionados, partículas de relleno (refuerzo cerámico similar al de los composites), éstas son tratadas con un agente de enlace para la unión matriz-relleno.

El sistema adhesivo a emplear para unión al esmalte y la dentina contiene monómeros ácidos y a veces un ácido polialquenoico adicional, monómeros con afinidad por la humedad (p. ej., HEMA), un vehículo que podrá ser agua o un solvente orgánico como la acetona, monómeros sin afinidad por el agua, fotoiniciadores (dicetona-amina) y estabilizadores. Como puede apreciarse, los adhesivos de los compómeros son idénticos a los de los composites; tan es así que ciertas marcas comerciales recomiendan la utilización del mismo adhesivo tanto para los composites como para los compómeros.

Reacciones químicas

Reacción de endurecimiento

El endurecimiento de un compómero se produce por una reacción de polimerización por adición. Este mecanismo de fraguado es activado por una radiación electromagnética de aproximadamente 470 nm de longitud de onda. Por lo expuesto, se deduce que los compómeros para restauraciones son fotopolimerizables. Como dato informativo, existen compómeros autopolimerizables que se utilizan para la fijación (cementado) de restauraciones de inserción rígida.

En síntesis, la reacción química que determina el endurecimiento del material es la polimerización, donde los monómeros presentes en la fase orgánica copolimerizan logrando un considerable grado de entrecruzamiento.

Reacción ácido-base (reacción ionomérica)

Una vez insertado y polimerizado el material en una preparación, el contacto con el medio bucal produce la transformación en estado sólido a la que ya se hizo referencia. El compómero endurecido absorbe agua del medio y, como consecuencia de ello, se ionizan los monómeros acídicos (derivados de ácidos alquenoicos) que liberan hidrogeniones responsables de atacar al vidrio liberador de iones presente en el material. Como resultado de esto, los iones fluoruro son liberados desde la masa del material (comportamiento ionomérico).

Además de fluoruro, se desprenden del vidrio los cationes existentes, que se unen a través de uniones iónicas a los grupos carboxilo presentes en los monómeros alquenoicos determinando un mayor grado de entrecruzamiento. Asimismo, los grupos COO- ionizados disponibles, teóricamente, podrían combinarse con el calcio de la dentina.

Debe tenerse presente que, como consecuencia de la reacción ácido-base, se produce la liberación de fluoruro y el mencionado entrecruzamiento dado por las uniones iónicas entre los cationes y los grupos COO- presentes en los polímeros alquenoicos. Este entrecruzamiento no incide para nada en el endurecimiento del material ni en sus propiedades mecánicas, pero sirve para justificar la razón por la cual los compómeros que contienen sólo vidrios liberadores de iones no requieren un tratamiento de las partículas con un vinil-silano.

Esta reacción es lenta y se lleva a cabo durante los 90 días posteriores a la realización de la restauración, mediante un proceso de difusión química y de sorción acuosa (absorción-adsorción). Como se comprenderá, estas reacciones tienen implicaciones en el comportamiento clínico del material. Es necesario que el odontólogo esté al tanto de estas transformaciones para poder establecer con precisión sus indicaciones y proceder en consecuencia ante cualquier modificación volumétrica que experimente el material.

El compómero no incluye agua en su composición (ésta es una diferencia marcada con los ionómeros). El agua es captada por el material endurecido y por ello se produce la liberación de fluoruro.

Adhesión a las estructuras dentarias

En función del mecanismo de endurecimiento de estos materiales, que responde a los mismos principios ya descritos para los composites, los mecanismos de adhesión a estructuras dentarias no difieren de los ya descritos en capítulos anteriores. La menor rigidez del compómero puede colaborar en la disipación de las tensiones que se generan durante el endurecimiento

(contracción de polimerización) evitando la pérdida de adhesión (falla adhesiva en la interfase). A pesar de esto, el grabado previo con ácido fosfórico entre el 32% y el 40% mejora sustancialmente la adhesión de un compómero al tejido adamantino.

Propiedades

Desde el punto de vista óptico, los compómeros son materiales que por la naturaleza de su relleno pueden brindar una armonía óptica similar a la de los composites, dando una adecuada lisura superficial (brillo). Logran una aceptable translucidez gracias al refuerzo amorfo (vidrio) que poseen. Además, vienen presentados en distintos matices que aseguran una correcta reproducción cromática de las estructuras dentarias.

Ya se mencionó su módulo elástico relativamente bajo –8.000 y 9.000 MPa–, lo que representa cierta ventaja en cuanto a los mecanismos de adhesión y a su comportamiento en restauraciones del tercio gingival de piezas dentarias.

La reacción ácido-base que se produce en el material polimerizado en función del contacto con un medio acuoso como el bucal produce cierta liberación de fluoruro de un modo similar a como lo hacen los ionómeros.

La principal indicación de los compómeros es para la restauración de lesiones del tercio gingival de piezas dentarias. Secundariamente, están indicados para la restauración de dientes temporarios y de pequeñas cavidades oclusales, no afectadas por las fuerzas de oclusión funcional.

Si bien este material fue pensado en algunos países como una alternativa a la amalgama, el comportamiento clínico del material no alcanza a sustituir las resinas reforzadas (composites) utilizadas en el sector posterior. Las características de las preparaciones dentarias para recibir a un compómero como material de restauración son las mismas que las estudiadas para los composites. Debe considerarse que al realizar una restauración con compómero, éste debe llevarse en capas de no más de 2 mm de espesor, con el objeto de reducir la contracción de polimerización (similitud con las técnicas restauradoras con composites).

Cerómeros

Algunos composites son comercializados bajo la denominación de "cerómero", término derivado de las palabras inglesas *ceramic optimizad polymer* (polímero optimizado con cerámica). Se emplean para la elaboración de incrustaciones, carillas y coronas, y como material de blindaje de estructuras metálicas o de composites reforzados con fibras (FRC, *fiber reinforced composite*), tal como se describe en el capítulo 25. Cuando son indicados para restauraciones directas, los cerómeros pueden definirse como resinas compuestas similares a los composites comercializados bajo la denominación de híbridos. Al igual que éstos, pueden contener rellenos de vidrio y un microrrelleno (en forma de prepolímero), o bien poseer todo su refuerzo representado por vidrio, ya sea de tamaño micrométrico o submicrométrico y sin prepolímeros. En algunos materiales de inserción plástica, el refuerzo cerámico puede estar representado por fibras cerámicas silanizadas integradas a la matriz orgánica. En todos los casos (en referencia a cerómeros de empleo en técnicas directas), el modo de activación de la polimerización es físico.

Otros fabricantes indican que los componentes inorgánicos se aglutinarían en un vidrio orgánico multifuncional (al que denominan *vitroide*) que permitiría aumentar la densidad de enlace que presentan los composites híbridos convencionales.

En resumen, los cerómeros son variantes de los composites híbridos convencionales.

Ormoceres

El término ORMOCER es el acrónimo del inglés *organically modified ceramic*. Se han introducido en el mercado odontológico en 1999, si bien poseen otras aplicaciones industriales.

Este material difiere de los composites convencionales en su matriz, mientras que su relleno cerámico es el de los composites híbridos. Las partículas de relleno tienen un tamaño aproximado de 1-1,5 µm y el porcentaje de relleno es de alrededor del 75% en masa o el 60% en volumen.

En los ormoceres, la matriz está representada por copolímeros orgánicos e inorgánicos, sintetizados a partir de un uretano multifuncional y un tioéter metaacrilato y alkoxisilanos como precursores de la reacción. Mediante un proceso de sol-gel, por hidrólisis y policondensación, se obtiene un polímero inorgánico (polisiloxano, alkoxisilano) que forma el esqueleto a partir de monómeros de tetraóxido de silicio. A esta columna se le agregan grupos orgánicos dimetacrilatos, con capacidad de polimerizar por adición de radicales libres, como el glicerín-1,3-dimetacrilato. La matriz del material se completa al agregar bis-GMA disperso, que mejora la fluidez del sistema.

El peso molecular de las moléculas de ormocer formadas es miles de veces mayor que el del Bis-GMA, lo que provoca una contracción volumétrica menor, ya que a mayor peso molecular del monómero original, menor es la contracción volumétrica anexa a su polimerización.

Otra ventaja de este sistema es la formación de un mayor porcentaje de dobles enlaces por tratarse de moléculas con más sitios activos capaces de generar uniones covalentes. Esto se traduce en mejoras en aspectos mecánicos y biológicos, ya que se reduce la presencia de monómeros libres. También, al ser menor la cantidad de metacrilatos iniciales que en los composites convencionales, porque son reemplazados por los polisiloxanos funcionales como componentes esenciales de la matriz, se reducen las posibilidades de reacciones alérgicas.

Se encuentra en las perspectivas de desarrollo de este tipo de materiales la combinación de la tecnología del ORMOCER® con la de ionómeros de vi-

drio híbridos de fotoactivables. Este cemento estaría basado en una matriz de ormocer con un nuevo ácido carboxílico funcional y partículas de ionómero de vidrio reactivas a éste, capaces de liberar flúor y con alta radioopacidad.

La formación del cemento ocurre por la reacción de los grupos carboxílicos de la matriz y la superficie de las partículas de ionómero. El mecanismo dual de curado (activación lumínica y posterior formación del cemento) es un prerrequisito para la reducción o completa compensación de la contracción inicial.

Considerando el excelente comportamiento toxicológico de estos materiales y sus buenas características mecánicas, la posibilidad de tener un cemento de ionómero de vidrio híbrido de mecanismo dual basado en ormoceres es una perspectiva interesante.

Los ormoceres representan una alternativa a las resinas híbridas convencionales, aunque debe tenerse presente que algo nuevo no necesariamente implica que sea mejor.

Ejercitaciones

- Identifique las diferencias en composición y estructura que existen entre los composites y los productos conocidos como compómeros.
- Describa qué son los productos comercialmente denominados *cerómeros.*
- Identifique algunas ventajas que podrían lograrse con el empleo de la tecnología de los denominados ormoceres en la composición de composites.

17 Amalgama

La amalgama es un material con el que se hacen restauraciones de inserción plástica; para trabajarlo se mezcla un polvo con un líquido. La masa plástica obtenida se inserta en una preparación convenientemente realizada en un diente y, dentro de ella, adquiere estado sólido.

Dado que *amalgama* es el nombre de las aleaciones en las que uno de los componentes es el mercurio, puede deducirse fácilmente que el líquido de este material metálico es el mercurio. Éste sólo es sólido a temperaturas significativamente más bajas que la temperatura ambiente habitual.

La aleación para amalgama

El polvo es básicamente un metal que puede formar una solución líquida con el mercurio, pero sólo a baja concentración. De esta manera, cuando se disuelve suficiente cantidad de polvo en el líquido, comienzan a formarse fases sólidas que llevan al endurecimiento o fraguado del material.

Este endurecimiento puede asimilarse a la solidificación de un metal desde el estado líquido con la salvedad de que, en lugar de que el cambio se produzca por una modificación en la energía térmica (enfriamiento), ocurre por un cambio en la composición en el sistema (aumento de cantidad de soluto a partir de la disolución gradual del polvo en el líquido).

Por consiguiente, el polvo debe contener un metal que se pueda disolver fácilmente en el mercurio y que forme con éste fases sólidas a temperatura ambiente (o temperatura bucal).

Un metal que cumple con este requisito es la plata. Así se originó la amalgama dental que se hacía con la "pasta de plata", una mezcla de partículas de plata, logradas a partir del limado de monedas de plata, con mercurio.

Si bien así se obtiene un material metálico que se "solidifica" en condiciones ambientes o bucales, el resultado final es deficiente desde el punto de vista me-

cánico como elemento restaurador. Esto es así puesto que las partículas de plata que eventualmente quedan sin disolver por el mercurio y rodeadas por la matriz constituida por el producto de la reacción son poco rígidas (característica de los metales puros como la plata) y, por ende, el producto final es poco apto para las restauraciones en zonas de esfuerzo oclusal.

Para lograr algo más acorde con las necesidades mecánicas de un material para restauraciones dentales, la plata debe ser combinada con algún metal que haga aleación con la plata y que también se disuelva en el mercurio y forme fases sólidas a temperatura ambiente.

El estaño cumple con estos requisitos además de poder formar con la plata un compuesto intermetálico que, como tal, es rígido (elevado módulo de elasticidad) y confiere rigidez al producto final.

Para lograr el compuesto intermetálico se necesita una relación de tres átomos de plata por uno de estaño. Ello representa una proporción en masa de alrededor de 63% de plata y 27% de estaño. La fase así obtenida, por su ubicación en el diagrama de equilibrio respectivo, puede ser identificada con la letra griega "gamma" ya que, de derecha a izquierda en el diagrama, es la tercera de las fases que son diferenciadas en él. El diagrama de equilibrio correspondiente a este sistema fue analizado en el capítulo 4 (véase fig. 4-15).

La composición del polvo para mezclar con el mercurio es, entonces, una aleación, del tipo compuesto intermetálico, de plata y estaño identificada como *fase gamma.*

Para obtener ese polvo en forma industrial puede recurrirse a producir un lingote que se reduce a polvo por fresado. Las partículas que así se consiguen tienen forma irregular. Por otro procedimiento, que puede ser definido como una suerte de vaporización (*spray*), se logran partículas casi esféricas. El polvo final se puede lograr mezclando ambos tipos de partículas según lo que se considere más apropiado para la manipulación del material.

La ya mencionada necesidad de formación de la fase gamma obligó, durante años, a emplear una fórmula relativamente estrecha en cuanto al rango de componentes. Incorporar otros elementos, además de plata y estaño, obliga a modificar la relación de tres átomos de plata por uno de estaño impidiendo, con los métodos convencionales de fabricación, que se constituya ese compuesto intermetálico.

Por ello, la composición de las aleaciones para amalgama quedó centrada en el uso de alrededor de 65-70% en peso de plata y 26-28% en peso de estaño. Tan sólo una cantidad relativamente pequeña de cobre era incorporada (alrededor de 3-5%) para obtener propiedades mecánicas finales (resistencia) más elevadas y, en ocasiones, un pequeño porcentaje de cinc (alrededor del 1%) para facilitar la fabricación de la aleación y su posterior manipulación.

Estas aleaciones, que hoy suelen denominarse *aleaciones para amalgama convencionales,* han sido casi reemplazadas por otras en las que, además de plata y estaño, se encuentra una proporción significativamente mayor de cobre (más del 13% y hasta 28-29% en peso). Son las *aleaciones para amalgama con alto contenido de cobre.*

Ese tercer elemento de importancia en la composición es incorporado pero sin interferir en la formación de la fase gamma ya que, de lo contrario, resultaría nocivo para el comportamiento y el resultado final buscados.

Esto puede conseguirse de dos maneras:

1) Se prepara polvo a partir de dos aleaciones distintas, una de composición como la descrita para la aleación "convencional" y otra de plata y cobre en proporciones adecuadas para formar un eutéctico de plata y cobre (aproximadamente 78% y 22% en peso, respectivamente; véase fig. 4-14). El polvo, que finalmente es mezclado con el mercurio, está constituido por alrededor de dos tercios de aleación convencional (de partículas por lo general irregulares) y un tercio de polvo (de partículas esferoidales) del eutéctico mencionado. Esta aleación es frecuentemente conocida como *aleación para amalgama de fase dispersa.*
2) Se prepara directamente una sola aleación con contenido de cobre que, como ya se mencionó, es significativamente elevado. La tecnología de preparación industrial asegura un enfriamiento no en equilibrio con el que se logra que, a pesar de que todas las partículas tienen similar composición, puede detectarse en cada una de ellas cobre aislado de la plata y el estaño. De esta manera, las propiedades finales resultan satisfactorias y, por las razones que se expondrán, son superiores a las de las amalgamas convencionales. Este tipo de aleación es la *aleación para amalgama con alto contenido de cobre de única composición.*

La reacción con el mercurio

Como ya se dijo, el polvo de la aleación para amalgama se mezcla con mercurio para el uso odontológico. Parte de los componentes de esa aleación forman inicialmente una solución con ese metal líquido a partir de la cual, y en función del aumento en la concentración de esos elementos en la solución, se constituyen fases sólidas que determinan el endurecimiento o fraguado del conjunto. Como no todo el polvo es disuelto, la estructura final incluye restos de él rodeados o aglutinados por el producto de la reacción. Es decir que se trata de una estructura nucleada como es la de otros materiales de uso en restauraciones directas de piezas dentarias.

En resumen, la reacción de fraguado tiene lugar en tres etapas: 1) disolución, 2) reacción y 3) precipitación, igual a la que se produce en materiales como los cementos, aunque son distintas sustancias que reaccionan.

Según el tipo de aleación de que se trate ("convencional" o "con alto contenido de cobre") serán las fases constituyentes de la masa final. Obviamente, la composición de los núcleos de la estructura nucleada varía ya que éstos son nada más que el resto de las partículas originales en cada caso. Sin embargo, más importante es la diferencia que se encuentra en la matriz aglutinante, o sea, en los productos de la reacción.

En el caso de la aleación convencional, sólo dos elementos reaccionan en forma significativa: la plata y el estaño, ya que la proporción de los otros es reducida.

El resultado son dos fases sólidas compuestas por átomos de plata y mercurio, y estaño y mercurio, respectivamente. Esas fases son compuestos intermetálicos (descritas aproximadamente como Ag_2Hg_3 y $Sn_{7-8}Hg$) y como son, en cada caso, la tercera fase desde la izquierda en los respectivos diagramas de equilibrio, su denominación corresponde, también en cada caso, a la fase gamma. En el caso de las amalgamas, y para diferenciarlas de la fase gamma original (Ag_3Sn), es usual identificarlas como fases gamma-1 (plata y mercurio) y gamma-2 (estaño y mercurio).

En la siguiente ecuación se esquematiza la reacción, simplificada:

$$AgSn + Hg \rightarrow AgHg + SnHg + AgSn$$

AgSn: fase gamma / AgHg: fase gamma-1 / SnHg: fase gamma-2

En resumen, la amalgama "convencional" endurecida es una estructura con núcleos (básicamente fase gamma) y una matriz de gamma-1 y gamma-2.

En el caso de las aleaciones "con alto contenido de cobre", tanto de "fase dispersa" como de "única composición", el cobre es un elemento también presente en forma significativa en la reacción. Puede considerarse que en ellas existe posibilidad de reacción del mercurio con la plata, con el estaño y con el cobre. A pesar de ello, el mercurio sólo lo hace con la plata, ya que el cobre y el estaño tienen más afinidad para formar fases entre sí que para hacerlo individualmente con el mercurio. Por eso, el resultado final de la reacción es la formación de gamma-1 y de una fase de cobre y estaño (posiblemente Cu_6Sn_5) en lugar de fases de estaño y mercurio y/o de cobre y mercurio. Nuevamente, de manera simplificada se resume la reacción en la ecuación siguiente:

$$AgSnCu + Hg \rightarrow AgHg + CuSn + AgSnCu$$

En resumen, en la estructura final de la amalgama preparada a partir de una aleación con alto contenido de cobre se distinguen núcleos constituidos por las partículas originales y una matriz con fases de plata y mercurio (gamma-1) y de cobre y estaño.

Una diferencia fundamental entre ambas amalgamas es, por lo tanto, que en las que tienen "alto contenido de cobre" no existe fase de estaño y mercurio (gamma-2) y, por ello, también son denominadas *amalgamas sin fase gamma-2*. Esto se traduce en diferencias en las propiedades, que serán analizadas más adelante.

Propiedades

Tolerancia biológica

La amalgama, en sí misma, es poco probable que pueda producir reacciones nocivas en el diente (órgano dentinopulpar). En el medio sistémico, la presencia de restauraciones de amalgama puede determinar cantidades de mercurio un poco más elevadas de lo normal aunque con valores inferiores a los que puede provocar la aparición de alteraciones en el organismo.

Sí debe tenerse presente que el mercurio libre (no el combinado con otros elementos en la amalgama) tiene efectos tóxicos si es absorbido por el organismo a través de las vías respiratorias, al igual que si el metal es incorporado a través de la piel. El profesional y el personal auxiliar que trabajan con amalgama deben tomar precauciones para evitar que el ambiente clínico sea contaminado y así proteger su propia salud.

Como la producción y la manipulación de mercurio pueden producir contaminación ambiental, y ante el temor de efectos generalizados por su empleo, en algunos países se ha establecido legislación que restringe el uso de amalgamas en el trabajo odontológico.

Para poder disponer de un material similar a la amalgama, pero sin ese inconveniente, se han llevado a cabo algunas experiencias en busca de reemplazar el mercurio con un líquido constituido por galio, indio y estaño. Hasta el momento, los resultados en ese sentido no resultan muy alentadores.

También se han concretado algunas investigaciones tendientes a desarrollar un polvo metálico que pueda condensarse directamente en una cavidad para formar un bloque sólido sin necesidad de líquido.

Fijación a la estructura dentaria y el sellado marginal

Es evidente que, dada la elevada tensión superficial de un líquido metálico como el mercurio, no es posible pretender que la amalgama se una al diente a nivel microscópico o químico por sí sola. Por lo tanto, su empleo requiere una preparación cavitaria con formas de retención que aseguren la permanencia de la restauración en posición.

Sin embargo, es posible mejorar la situación en este sentido si las superficies dentarias se preparan con sistemas adhesivos para resinas reforzadas (composites). Estos sistemas, que se unen a la superficie dentinaria a través de la formación de la denominada "capa híbrida", permiten lograr algún tipo de unión que ayuda obtener algún grado de continuidad entre la amalgama y la estructura dentaria. Para ello deben emplearse sistemas adhesivos de autocurado para que la amalgama en estado plástico sea colocada contra ellos antes de que se produzca la polimerización. De este modo, al polimerizar el adhesivo y producirse el endurecimiento de la amalgama, ambas estructuras quedan trabadas una contra otra y, a su vez, relacionadas con la estructura dentaria. Así se mejora el comportamiento mecánico del remanente dentario y se disminuye la posibilidad de filtración marginal.

Esta filtración es posible detectarla una vez que las amalgamas se colocan directamente contra la estructura dentaria. Pero, esa misma filtración posibilita la oxidación y la formación de productos de la reacción de los componentes de la amalgama con los iones provenientes del medio bucal. Esto determina que la interfase rechace el agua y que en la restauración de amalgama la posibilidad de filtración marginal disminuya con el tiempo.

La filtración marginal inicial se puede disminuir si la pared cavitaria se recubre con un sistema adhesivo como ya se mencionó o con una película que rechace el agua. Ésta se puede obtener utilizando barnices como los constituidos por resina –como la resina copal– disuelta en solventes volátiles.

Propiedades físicas

No resulta difícil reconocer en la amalgama las propiedades físicas características de los materiales metálicos. Es ópticamente opaca y buena conductora térmica y eléctrica. Esto último puede hacer que sea necesario recurrir, en algunas situaciones clínicas, a la protección del órgano dentinopulpar con materiales aislantes antes de proceder a la inserción de la amalgama.

El coeficiente de variación dimensional térmica es más elevado que el de la estructura dentaria (aproximadamente el doble). Sin embargo, ello no se traduce en un inconveniente significativo debido a que el sellado marginal se logra por el mecanismo ya descrito. También carece de significado clínico la ligera contracción (a veces ligera expansión) que se produce durante el endurecimiento. Pero deben cuidarse los aspectos técnicos de la manipulación para que este cambio dimensional no sea excesivo.

Propiedades mecánicas

Teniendo presente que los núcleos de la estructura final de amalgama y su matriz están constituidos por compuestos metálicos de composición definida (compuestos intermetálicos), las propiedades mecánicas por esperar son las características en este tipo de aleaciones. Entre ellas se encuentran rigidez (alto módulo de elasticidad) y resistencia compresiva elevadas junto a valores menores de resistencia traccional y flexural, y escasa capacidad de deformación permanente (fragilidad).

Es preciso tomar en cuenta estos aspectos al diseñar una preparación cavitaria para recibir una amalgama. Ese diseño debe asegurar que la restauración esté protegida fundamentalmente asegurando la existencia de mayor volumen de material en las zonas expuestas a tensiones traccionales (p. ej., el istmo de unión entre la caja oclusal y la caja proximal en una preparación cavitaria compuesta o compleja de clase 2). No debe quedar amalgama en espesores delgados, por lo que está contraindicada la preparación de biseles en la cavidad.

Hay que destacar además el comportamiento viscoelástico de la amalgama. Éste no es diferente del que se observa en cualquier material metálico cuando está a temperaturas próximas a las de su fusión (más de tres cuartas partes de la temperatura de fusión en grados absolutos).

Ese comportamiento se manifiesta como una deformación permanente cuando la estructura se somete a tensiones pequeñas (inferiores al límite proporcional) durante lapsos relativamente prolongados. Este fenómeno se llama *creep*.

En la amalgama se produce porque la fase gamma-1 funde a 127° C (400° K) por lo que a 37° C (310° K) està en condiciones de experimentar *creep*.

El *creep* es notorio en las amalgamas "convencionales". En las que tienen "alto contenido de cobre" (y por ello "sin fase gamma-2"), la presencia de la fase de cobre y estaño limita esa posibilidad de deformación permanente y, en ellas, el *creep* es menor.

Por lo tanto, la diferencia mecánica entre ambos tipos de aleaciones está dada por el menor *creep* que experimentan aquellas donde no existe la fase gamma-2. Esto se traduce, como se verá, en un comportamiento clínico diferente.

Estabilidad química

La presencia de fases metálicas, y especialmente fases metálicas diferentes, en un medio como el bucal crea la posibilidad de que se produzcan procesos de corrosión química y galvánica con disolución de esas fases.

En la estructura de la amalgama es particularmente notoria la posibilidad de corrosión de la fase de estaño y mercurio (fase gamma-2). En un medio acuoso con iones disueltos, esta fase se disocia con formación de compuestos iónicos de estaño y liberación de mercurio que puede, a su vez, reaccionar con las partículas que no reaccionaron inicialmente (núcleos).

Este fenómeno no resulta significativo en las amalgamas donde esa fase corrosible no está presente (amalgamas con alto contenido de cobre). Otra diferencia entre los dos tipos de amalgama es, por consiguiente, la mayor estabilidad química, menor corrosión, en las "sin fase gamma-2".

Significado clínico del *creep* y la corrosión

Las reacciones asociadas con la corrosión de la fase gamma-2 producen fuerzas sobre la estructura de la amalgama. Estas fuerzas son débiles pero constantes y, por ende, pueden producir *creep*. Como esta posibilidad existe en las amalgamas "convencionales", la restauración se deforma al corroerse y se separa de la estructura dentaria. Esa separación se traduce en una desadaptación marginal y eventual fractura de los márgenes cuando la amalgama está en zonas de oclusión. Las fracturas marginales son detectables clínicamente por observación directa y/o con instrumentos de exploración.

Este tipo de defecto marginal es mucho menos prevaleciente en las amalgamas "sin fase gamma-2", ya que en ellas es menor la corrosión que produce fuerzas y, además, esas fuerzas son más resistidas (tienen menos posibilidad de experimentar *creep*).

Por estos motivos, hoy se prefieren en la clínica odontológica las aleaciones para amalgama "con alto contenido de cobre" que prácticamente han hecho descartar a las "convencionales".

Aspectos para tener en cuenta en la manipulación

La selección de una aleación para amalgama adecuada, lo mismo que la de un mercurio adecuadamente puro, debe ser acompañada por una correcta manipulación.

La manipulación debe asegurar una amalgama correctamente adaptada a la preparación cavitaria, con un mínimo de contenido final de mercurio (máximo posible de núcleos y mínimo posible de matriz en la estructura final) y lo más densa posible (sin poros).

Para ello, la amalgama debe ser adecuadamente condensada en la cavidad utilizando el máximo de presión posible: condensadores delgados y mucha fuerza. Debe tenerse presente que la mayor plasticidad de las mezclas preparadas a partir de aleaciones de partículas esferoidales hace necesario reducir esa presión aumentando el diámetro del instrumento y disminuyendo la fuerza utilizada. Además, se requiere una acción lateral en la condensación para asegurar la adaptación de una amalgama "esférica" a todas las paredes de la cavidad.

Por estos motivos, muchos profesionales evitan el uso de aleaciones de partículas solamente esféricas y prefieren las de partículas irregulares o con mezcla de tipos de partículas.

Una amalgama mal condensada tiene deficiente adaptación y, como durante la condensación se retira mercurio de la mezcla, es más débil por la menor presencia relativa de núcleos en la estructura. Además presenta poros, lo que también la debilita y la hace más susceptible a la corrosión.

Sólo puede ser condensada en forma adecuada una mezcla de amalgama si ésta es correctamente mezclada con el mercurio. Por ello, la amalgamación o trituración es otro paso importante en la manipulación. El uso de amalgamadores mecánicos eficientes es útil porque permite obtener con mayor facilidad una correcta masa plástica con un mínimo de mercurio.

La mezcla manual obliga a emplear un contenido inicial de mercurio mayor para lograr plasticidad y posterior posibilidad de condensación. Esto hace necesaria su posterior eliminación.

En la situación clínica debe asegurarse la utilización de técnicas que permitan obtener la relación aleación/mercurio adecuada a la técnica de mezcla a emplear. A su vez, esta última debe ser eficiente para poder luego completar el trabajo con una eficiente condensación.

El posterior tallado de la forma anatómica puede completarse con un pulido una vez terminado el endurecimiento (por lo general se realiza en una sesión operatoria posterior) aunque, sobre todo en las amalgamas "sin fase gamma-2", no resulta imprescindible para asegurar el éxito clínico de la restauración.

Manipulación de la amalgama dental

La manipulación de la amalgama incluye el trabajo con mercurio, lo que requiere el conocimiento de ciertos aspectos de sus propiedades.

Mercurio. Consideraciones preliminares

1. El mercurio es un metal líquido muy denso y extremadamente tóxico.
2. El mercurio de gran pureza muestra una superficie brillante. La formación de una película de aspecto mate en su superficie indica que está contaminado. Ello hace necesario su filtrado o su sustitución si es que después del filtrado no recupera el brillo metálico.
3. Si no se manipula correctamente, puede convertirse en un peligro para la salud por: a) la absorción sistémica del mercurio líquido a través de la piel, b) la inhalación de vapores mercuriales o c) la inhalación de partículas suspendidas en el aire.
4. No se debe tocarlo sin barrera de protección (guantes).
5. Se puede reducir el riesgo de inhalación de mercurio suspendido en el aire utilizando amalgamas predosificadas (encapsuladas), con amalgamadores que tengan tapas de seguridad.
6. El mercurio no debe entrar en contacto con objetos de metales nobles (especialmente oro) pues los altera (joyas, etc.).
7. La concentración máxima de seguridad de vapor de mercurio en el aire es de 0,05 mg/m^3 de aire en la zona de respiración para una semana laboral de 40 horas.
8. Los niveles de mercurio en la sangre no deben superar los 100 ng Hg/mL de sangre (100 nanogramos de mercurio por mililitro de sangre), a partir de los cuales se han observado síntomas típicos de intoxicación mercurial.
9. Los derrames de mercurio son el principal factor causante de niveles elevados de vapores mercuriales en el aire (por eso, debe evitarse la manipulación de frascos con grandes cantidades de mercurio). Se debe limpiar perfectamente cualquier derrame que se produzca.
10. La ingestión de mercurio procedente de la amalgama dental (p. ej., pacientes con muchas restauraciones de amalgama y que mastican goma) es inferior a la correspondiente a los alimentos, el agua y el aire respirado que son, respectivamente, de 0,005, 0,001 y 0,0005 mg/día.
11. Los restos de amalgama endurecida y/o de mercurio derramado deben guardarse en envases plásticos irrompibles con tapa hermética, que contengan una solución de azufre en polvo en agua o simplemente líquido fijador de rayos X (tiosulfato soluble).
12. Los restos deben ser enviados a laboratorios con capacidad de reciclar los residuos de amalgama a través de refinadores autorizados.
13. Al eliminar restauraciones viejas o defectuosas de amalgama, o bien durante los procedimientos de pulido, se debe utilizar refrigeración acuosa y succión adecuada, pues el calentamiento del material libera vapores mercuriales.
14. Debe usarse barbijo, tapabocas o mascarilla para no aspirar el polvo o los elementos que se puedan desprender al trabajar con amalgamas. Es recomendable desechar el barbijo que se usa durante la sesión de trabajo.
15. Un riesgo pequeño, pero posible, para los pacientes, es una reacción alérgica al mercurio, que se manifiesta como un rash cutáneo (reacción cutánea) que aparece tras la colocación de una restauración de amalgama (recabar en la anamnesis información sobre antecedentes de reacciones alérgicas a metales).

Selección de la aleación

El primer paso necesario antes de considerar el manejo en sí de un material es seleccionarlo sobre la base de los conocimientos acerca de él (composición, propiedades, ventajas, desventajas, indicaciones, etc.). No cabe duda de que, en este caso, es conveniente seleccionar una aleación para amalgama con alto contenido de cobre.

Respecto de la forma de las partículas de aleación, se puede optar por partículas: irregulares (se usan muy poco), esféricas o mixtas (estas últimas son las más utilizadas).

En cuanto a la presentación comercial es posible elegir entre: aleación en polvo o en comprimidos (*pellets*) o bien cápsulas predosificadas con aleación y mercurio. Es más conveniente, por una cuestión de higiene en el uso del mercurio, y por su versatilidad y comodidad, trabajar con cápsulas predosificadas.

Hay que tener la seguridad también de que tanto la aleación como el mercurio cumplan con los requisitos o especificaciones que regulan las características mínimas deseables (normas IRAM de la Argentina o ISO a nivel internacional).

Manipulación propiamente dicha

Si se seleccionó la aleación para amalgama y el mercurio, y se tiene la seguridad de que la cavidad tallada en la cual se colocará el material cumple con las condiciones requeridas, puede iniciarse su manipulación.

La manipulación de la amalgama apunta a poder obtener una restauración en la que el material manifieste al máximo sus propiedades mecánicas (que no se rompa, no se desgaste ni se deforme) y químicas (que no se altere químicamente). Una correcta manipulación debe asegurar la inserción del material en la cavidad adaptándolo adecuadamente a las paredes, con el mínimo de porosidad (máxima densidad aparente) y la menor cantidad posible de mercurio residual (máximo de núcleos y mínimo de matriz). En resumen, el objetivo de una correcta manipulación de la amalgama dental es el logro de una restauración bien adaptada, con un mínimo de porosidad y con mínimo contenido de mercurio.

La manipulación de la amalgama involucra una serie de pasos que, ejecutados correctamente, aseguran que se puedan cumplir los objetivos mencionados.

Los pasos para considerar son:

1) Relación (proporción) aleación-mercurio.
2) Mezcla (amalgamación o trituración).
3) Condensación.
4) Tallado.
5) Pulido.

Relación aleación/mercurio

En la mayoría de las aleaciones modernas se indica una relación 1:1, aunque las aleaciones de partículas esféricas pueden requerir una cantidad menor de mercurio (cerca del 40%). La forma de obtener esa relación varía en función de la forma de presentación de la aleación y el mercurio.

Cuando la aleación es suministrada en forma de polvo pueden emplearse dispensadores por peso –balanzas como la de tipo Crandall– o medidores en volumen que, en general, son menos exactos.

Para obtener la relación correcta con una aleación presentada en forma de comprimidos o *pellets*, se pueden utilizar dispensadores especiales de aleación-mercurio. Ellos disponen de un sistema de gatillo que, al accionarlo, liberan un volumen determinado de mercurio por comprimido de aleación. Sin duda, este modo de dosificación es mucho más seguro y confiable que el descrito antes.

También puede disponerse de presentaciones donde la aleación viene en comprimidos o *pellets* y el mercurio en *blisters* envasados al vacío (bolsitas herméticamente cerradas que contienen un volumen de mercurio necesario para la cantidad de aleación existente en el comprimido) o bien cápsulas predosificadas que contienen el mercurio y la aleación (en este caso, los componentes están separados por un diafragma que evita su contacto hasta el momento de preparar la mezcla).

Como se podrá apreciar, estas presentaciones son las más convenientes, ya que el fraccionamiento realizado por el fabricante asegura la correcta relación entre las partes. Lo único que debe considerar el profesional en este caso es la cantidad de amalgama necesaria de acuerdo con el volumen de la restauración a realizar. Para el caso de las cápsulas predosificadas, ellas pueden venir presentadas con distinta cantidad de material en su interior.

Merece destacarse que, desde el punto de vista de los cuidados que hay que observar en cuanto a la manipulación del mercurio, las cápsulas predosificadas constituyen la mejor alternativa.

Como dato ilustrativo, la masa de amalgama necesaria para una restauración media puede conseguirse con unos 800 mg de aleación mezclados con la cantidad de mercurio adecuada.

Efectos de la alteración de la relación aleación/mercurio

La relación debe ser la correcta para poder obtener una masa de adecuada plasticidad. Una excesiva cantidad de mercurio incorporada a la mezcla da por resultado mayor brillo metálico en ella y, si posteriormente ese exceso no se elimina, menos núcleos y más matriz en la masa final, con lo que se alteran las propiedades físicas (mayor expansión) y mecánicas (poca resistencia a la compresión y mayor *creep*). También es esperable una mayor corrosión.

Una excesiva cantidad de polvo de aleación incorporada a la mezcla trae aparejada una mezcla en la que es difícil obtener cohesión (tiende a disgregarse), ya que el mercurio no puede mojar convenientemente el polvo en su totalidad. En consecuencia, no se alcanza la plasticidad requerida para poder condensarla de manera adecuada, con el consiguiente aumento de la porosidad (disminución de la densidad) y aumento de la posibilidad de corrosión.

Mezcla (amalgamación o trituración)

Obtenidas las porciones que aseguren la relación aleación-mercurio recomendada, el paso siguiente es la realización de la mezcla. Este procedimiento, que se denomina habitualmente *amalgamación* o *trituración*, puede ser realizado en forma manual o mecánica.

En el primer caso debe contarse con un mortero y un pilón adaptado a él. Las superficies de ambos deben ser ligeramente rugosas (vidrio esmerilado) para poder lograr una adecuada trituración de la aleación y permitir que el mercurio pueda disolverla, desencadenando los procesos de solubilización, reacción y precipitación con crecimiento cristalino que confluyen en el fraguado de una amalgama dental.

Ese aspecto ligeramente rugoso se puede alcanzar colocando polvo abrasivo –de carborundo o simplemente arena (humedecidos con agua)– en el mortero, para luego realizar una serie de rotaciones con el pilón tratando de abarcar la mayor superficie posible.

Con la aleación y el mercurio colocados en el mortero, la amalgamación se realiza tomando el pilón preferentemente en forma de lapicera, apoyando el mortero sobre la mesa de trabajo y sujetándolo con firmeza y realizando movimientos circulares con el pilón (velocidad aproximada: 180 giros por minuto) durante aproximadamente un minuto (es preciso considerar las instrucciones del fabricante ya que los tiempos convenientes pueden variar).

La mezcla debe ser atacada por el pilón en el fondo del mortero, por lo cual deben darse ciertos golpeteos suaves contra la mesa de trabajo. El trabajo debe ser realizado a velocidad constante y con una fuerza que permita que la mezcla contacte con las paredes del mortero. Se continúa hasta que la masa pierde brillo metálico (señal de que la mayor cantidad de mercurio está comenzando a reaccionar con la aleación).

Una vez finalizada la mezcla, se retira del mortero y se coloca sobre un trozo de goma dique para realizar un amasado. Los objetivos de esta operación son continuar la trituración y homogeneizar el preparado hasta obtener un huso. Si es una porción importante de material, debe dividirse para conseguir un adecuado tiempo de trabajo.

Para el caso de la trituración mecánica se utilizan dispositivos que se han constituido en la forma estándar de preparación de la amalgama desde hace unos años.

Los objetivos que se persiguen con la trituración mecánica son los mismos que los buscados en la mezcla manual. En ambos casos se debe permitir que el mercurio pueda disolver la aleación. Las partículas de aleación se hallan cubiertas por una capa de óxidos que debe eliminarse por abrasión mediante la trituración (manual o mecánica) para que esa solubilización o disolución pueda generarse.

Los amalgamadores mecánicos disponen de un temporizador que mide el tiempo en segundos que se desea emplear para la trituración. La aleación y el mercurio son ubicados en una cápsula que el aparato agita con un movimiento excéntrico u oscilante durante el proceso. A menudo se incluye dentro de la cápsula una bolita o una varilla de metal o plástico (que hace las veces de pilón), para mejorar la mezcla y abreviar el proceso.

Por lo habitual, las cápsulas a las que se hace referencia son de material plástico y pueden ser *roscadas* o *de acople bajo presión*. En estos casos, la aleación en forma de comprimidos y el mercurio necesario se colocan dentro de ellas, para luego someter al material a la trituración mecánica. Estas cápsulas pueden ser reutilizadas en sucesivas mezclas. Las cápsulas a presión son las que se prefieren porque su limpieza posterior es mucho más sencilla (las pequeñas gotas de mercurio se pueden retirar fácilmente; no así en las cápsulas roscadas).

Las cápsulas predosificadas, en cambio, se descartan luego de su uso y una vez lograda la amalgamación. De esta manera se minimiza la posibilidad de contaminación ambiental con mercurio.

Una vez seleccionada, la cápsula es colocada en los brazos (mordaza) del oscilador o vibrador propiamente dicho. Es conveniente que el dispositivo posea una cubierta (tapa) de protección para evitar la impulsión de la cápsula y para disminuir el riesgo de salida de mercurio al ambiente de trabajo.

Los amalgamadores mecánicos funcionan a diferentes velocidades. Existen tanto aparatos de alta y baja velocidad como de velocidad variable. Dadas estas diferencias en la velocidad de funcionamiento, los amalgamadores dan un rendimiento diferente para una determinada combinación de aleación-mercurio. Hay que elegir el tiempo y la velocidad de mezcla adecuados para cada unidad en función de la aleación y de la cantidad de mezcla que se vaya a triturar.

La calidad de una masa de amalgama (ya sea triturada en forma manual o mecánica) depende de factores como el tiempo, la velocidad y la fuerza utilizados para la amalgamación. Estos factores interrelacionados determinan el trabajo de trituración y deben mantenerse constantes para poder obtener resultados uniformes con una aleación dada. La amalgamación mecánica es la indicada para lograr en forma previsible y confiable una mezcla de plasticidad conveniente.

El tiempo para seleccionar en un amalgamador es el factor sobre el que se puede actuar más fácilmente y oscila entre los 6 y los 20 segundos, según las aleaciones, la velocidad y eficacia del amalgamador y el volumen de material.

Por ejemplo, el tiempo requerido para una aleación con alto contenido de cobre de partículas mixtas puede rondar entre los 10 y los 15 segundos, mientras que para una aleación de alto contenido de cobre de partículas esféricas se halla en el orden de los 6 a 10 segundos.

La velocidad sólo puede controlarse en los aparatos de velocidad variable (que son los que se prefieren ya que pueden ser utilizados con otros materiales encapsulados), aunque normalmente se utiliza la velocidad media. Sin embargo, con el uso, los amalgamadores experimentan cambios de velocidad que bastan para alterar el grado de trituración. Por esta razón conviene comprobar periódicamente la eficacia del aparato.

Terminada la amalgamación mecánica, en ciertos casos puede realizarse un amasado de la mezcla por espacio de 2 o 3 segundos eliminando previamen-

te el pilón contenido dentro de la cápsula. De todos modos, con la mayoría de los productos hoy disponibles este paso es innecesario cuando se emplea la trituración mecánica, ya que la mezcla resultante posee una adecuada plasticidad.

Una mezcla convenientemente lograda (ya sea por trituración manual o mecánica) debe tener un aspecto uniforme y una textura homogénea, no debe disgregarse la masa de material y al inducirle cierta presión en su superficie poder comprobarse su plasticidad. Si se deja caer sobre una superficie plana desde una altura aproximada a los 10 o 15 cm, debe permanecer como una semiesfera íntegra y sin pérdida de sustancia ni solución de continuidad alguna.

Efectos de la alteración de la trituración

Una amalgama puede verse afectada en sus propiedades si existió un exceso (sobretrituración) o déficit (subtrituración) en la amalgamación.

La sobretrituración de una amalgama da por resultado una estructura final con exceso de núcleos (y más pequeños) y gran cantidad de matriz en la que el tamaño de los granos cristalinos es menor. Por ello aumenta la posibilidad de *creep* y aumenta la corrosión. Esta situación es especialmente manifiesta cuando se emplean aleaciones convencionales, ya que en ellas los valores de *creep* son más elevados.

La subtrituración da una mezcla carente de plasticidad adecuada, por lo que no resulta fácil condensarla, se genera porosidad (disminuye la densidad) y disminución de las propiedades mecánicas.

Condensación

Una vez que se obtiene la mezcla adecuada, debe insertarse en la cavidad correspondiente. Se sobrentiende que esa cavidad ya fue tratada con un barniz o sistema adhesivo conveniente por las razones ya analizadas.

Se coloca el material en un contenedor de amalgama y, con ayuda de un instrumento conocido como portaamalgama, se lleva en sucesivas porciones a la cavidad. Cada una de esas porciones es atacada bajo presión tratando de adaptar el material a las paredes dentarias. Este procedimiento se conoce con el nombre de *condensación.*

Condensar significa "hacer denso", es decir que con las maniobras de condensación de la amalgama no sólo se la adapta a las paredes cavitarias sino que se la compacta, con lo que se evita la porosidad en su estructura.

Asimismo, si la mezcla tenía exceso de mercurio (más probable en la trituración manual), éste aflorará a la superficie y podrá retirarse para así asegurar un mínimo contenido de mercurio en la amalgama final.

La condensación debe comenzarse inmediatamente después de haber finalizado la mezcla. Si fuese necesario realizar otra mezcla porque el volumen cavitario así lo requiere, la capa superficial de la amalgama ya colocada debe tener un aspecto brillante que indique la presencia de mercurio disponible para difundirse y reaccionar con el nuevo incremento.

En la condensación se utilizan condensadores delgados y de poco diámetro en su extremo para poder ejercer mayor fuerza por unidad de superficie, siempre comenzando por los más pequeños, pero es necesario tener presente que no deben ser tan pequeños como para provocar que se hundan en la masa sin producir una verdadera condensación.

Al utilizar mezclas preparadas a partir de aleaciones con partículas esféricas, la presión ejercida debe ser menor por su mayor plasticidad. En este caso, entonces, los condensadores que se usan son de mayor diámetro y la condensación se hace con movimientos laterales para lograr una apropiada adaptación a las paredes.

Efectos de la alteración de la condensación

En primer lugar debe considerarse que cuanto mayor sea el tiempo transcurrido entre la mezcla y la condensación, más débil resulta la amalgama final ya que aumenta el contenido de mercurio en ella. Es importante tener presente que una mezcla de amalgama que se preparó hace 3 o 4 minutos y que aún no fue insertada debe ser descartada.

La reducción en la resistencia que resulta de la condensación retardada se debe probablemente a que la condensación del material fraguado parcialmente fracture y destruya la matriz ya formada, y si la aleación ha perdido una considerable cantidad de plasticidad, es difícil condensarla sin producir huecos y espacios internos (porosidad).

Resumiendo, una amalgama deficientemente condensada tiene porosidad en su interior, con lo que aumenta la posibilidad de corrosión y un descenso en sus propiedades mecánicas.

Efectos de la contaminación

La mezcla de aleación y mercurio no debe recibir agua y sales, lo que puede suceder si se manipula con las manos sin protección o se condensa en presencia de saliva, o sea, en un campo operatorio incorrectamente aislado. Esa contaminación puede producir reacciones que generan excesiva expansión y deterioro en las propiedades.

Si bien los efectos eran más notorios al utilizar aleaciones con bajo contenido de cobre, el cuidado debe ser mantenido cuando se utilizan las modernas amalgamas con alto contenido de ese componente.

Tallado

Una vez colocada y condensada la amalgama en la cavidad, se talla la restauración para reproducir la correspondiente forma anatómica. Debe tenerse en cuenta que si el tallado es muy profundo disminuye el volumen de la amalgama, especialmente en las zonas marginales. Al ser demasiado delgadas, estas zonas podrían fracturarse por acción de las fuerzas masticatorias, ya que la amalgama es frágil en pequeños espesores. Por ello debe evitarse dejar material más allá del borde cavo superficial.

Si se ha seguido la técnica adecuada, la amalgama estará lista para ser tallada tan pronto como se finalice la condensación. No obstante, el tallado

debe comenzarse cuando haya endurecido lo suficiente para ofrecer resistencia al instrumento. Al tallar, debe oírse un crepitado o "sonido metálico" característico. Si los procedimientos que involucran el tallado se realizan demasiado pronto, la amalgama está muy plástica y se desprenderá de los bordes dejando borde cavo superficial al descubierto. Puede complementarse el tallado con un alisado o ligero bruñido (frotamiento de la superficie con un instrumento romo) para facilitar las posteriores maniobras de pulido.

Pulido

El pulido de las restauraciones de amalgama se hace, generalmente, 24 horas después de haber sido realizadas. No obstante, debe tenerse presente que para las amalgamas de rápido endurecimiento (algunas con alto contenido de cobre y de partículas esféricas), las maniobras de terminación y pulido pueden, en teoría, realizarse después de unas pocas horas.

Si bien el pulido no resulta imprescindible en las amalgamas con alto contenido de cobre (por ausencia de la fase gamma-2, que es la que experimenta mayor grado de corrosión), la justificación de su realización radica en que con él pueden rectificarse ciertos aspectos relacionados con la forma anatómica de la restauración, como contornos, aspecto (brillo metálico) y textura, los que disminuyen la corrosión en la superficie y el atrapamiento de la placa bacteriana, a la vez que mejoran la posibilidad de mantener higiene.

La manipulación de la amalgama involucra el conocimiento de materiales y técnicas necesarios para la realización de una restauración con este material metálico de inserción plástica.

Ejercitaciones

- Identifique las distintas formas de obtención industrial de un polvo metálico para preparar amalgamas dentales.
- Describa las diferencias que existen entre la reacción química que se produce al mezclar con mercurio aleaciones para amalgama convencionales y con alto contenido de cobre.
- Enumere las diferencias entre las propiedades de las amalgamas convencionales y las que poseen alto contenido de cobre, y la repercusión de su utilización en la confección de restauraciones.
- Describa los distintos aspectos para tener en cuenta en la manipulación de una amalgama dental y su repercusión en las propiedades finales del material.

Sección III

IMPRESIONES Y MODELOS



18
Generalidades

Durante el trabajo odontológico muchas veces se necesita disponer de una reproducción de la zona de interés de un paciente. Para esto se confeccionan *modelos*, cuya finalidad es reproducir lo que tiene el paciente y sirven para complementar el diagnóstico o para construir algo que habrá que ubicar en él después.

Ese modelo debe ser exacto, vale decir, fiel en la reproducción de los detalles de la zona de interés y dimensionalmente igual a la zona que reproduce. Por ello se suele decir que un modelo deber tener fidelidad de reproducción y exactitud dimensional.

Para obtener ese modelo se realiza un paso intermedio que consiste en tomar una *impresión* (más correctamente una impronta) de la zona que se desea reproducir.

Para eso se adapta sobre ella un material que luego puede ser retirado manteniendo la forma y condiciones dimensionales de aquello contra lo que se lo ubicó. Se obtiene, así, un negativo del motivo de interés y luego, llenándolo con otro material a su vez capaz de copiar sus detalles y luego endurecer, se obtiene el modelo buscado. Esta última operación constituye el *vaciado* del material para modelos.

El material para impresión se coloca en la zona a reproducir ubicado en una *cubeta*, recipiente que varía en su forma y medidas en función de las características de la zona que se desea reproducir.

Características generales de los materiales para impresión

Como en cualquier caso que involucra el trabajo sobre un organismo, los materiales empleados en la toma de impresiones deben ser biológicamente

compatibles en el sentido de no causar daño a los tejidos con los que entran en contacto. Esto incluye tanto al paciente como al profesional que trabaja con ellos y sus auxiliares. Además, teniendo en cuenta que durante la toma de la impresión puede producirse, accidentalmente, el paso de alguna cantidad de material al tracto digestivo, debe tenerse la seguridad de que este material no sea tóxico.

Desde el punto de vista físico, todo material a utilizar en la toma de impresiones debe, en primer lugar, ser capaz de formar una masa con plasticidad, entendiéndose por tal la posibilidad de adaptarla contra la estructura a reproducir.

Logrado esto, debe producirse una transformación o endurecimiento que permita separarlo sin perder los detalles copiados. Por supuesto, este proceso debe darse en un lapso lo suficientemente prolongado para permitir el trabajo del profesional (tiempo de trabajo); es decir, tiempo para prepararlo, colocarlo en una cubeta para llevarlo a la zona a reproducir y ubicarlo en posición. Al mismo tiempo, la transformación no debe ser tan lenta como para demorar excesivamente la operación y causar inconvenientes, demoras y molestias al profesional y/o al paciente.

La obtención de la plasticidad y el endurecimiento posterior se puede lograr en función de los cambios en la temperatura a que es sometido el material. Así, a temperaturas superiores a la bucal, pero que puedan ser toleradas por el organismo, se pueden, con algunos, lograr las condiciones necesarias para adaptarlo, es decir para impresionar. Por enfriamiento hasta la temperatura bucal o hasta una temperatura cercana a ella se consigue la transformación como para poder retirar la impresión y continuar con la obtención del modelo. Algunos de los materiales que funcionan sobre la base de este mecanismo pueden considerarse *termoplásticos* y, por lo tanto, reversibles, es decir, que pueden readquirir plasticidad y luego endurecer repetidas veces.

Con otros materiales, en cambio, se llega a la plasticidad mezclando sustancias líquidas con sólidos en polvo y así se obtiene la viscosidad o "consistencia" correcta. Alguna reacción química producida en el líquido (p. ej., polimerización) o entre componentes del líquido y del sólido en polvo es responsable de la transformación o el endurecimiento. Estos materiales se denominan *fraguables*.

Independientemente de la forma de funcionamiento en cuanto al procedimiento de obtención de plasticidad y posterior endurecimiento, los materiales para impresión pueden tener distintas características en ambos estados. Algunos de ellos pueden ser muy fluidos cuando se los prepara para colocarlos contra las estructuras a reproducir y esto les permite copiar aun pequeños detalles presentes en ellas (tienen alta fidelidad en la reproducción). Otros, en cambio, son más viscosos y, si bien no pueden copiar detalles con tanta nitidez, permiten ejercer presión sobre las estructuras a reproducir, lo que en algunas ocasiones puede resultar de interés.

Los materiales más fluidos son habitualmente denominados *livianos* y los muy viscosos, *pesados*, existiendo entre ambos extremos materiales con fluidez o viscosidad diversa. El profesional seleccionará el que resulte más adecuado para el caso a tratar.

Una vez endurecido como para retirarlo de la boca, algunos materiales son notoriamente elásticos y admiten cierta deformación al ser separados de la zona a reproducir, sin que ello represente un cambio definitivo en la forma o dimensiones de la impresión. Otros no son elásticos y sólo pueden reproducir con fidelidad estructuras que, por no tener socavados (zonas retentivas), permiten separar la impresión sin deformación.

Es necesario que durante su retiro, y después de completada la operación, la impresión mantenga inalteradas su forma y dimensiones hasta tanto se obtenga el modelo correspondiente. En caso contrario, las deformaciones y/o cambios dimensionales son transferidos al modelo y éste no es copia fiel de lo que se quiere reproducir.

Por diversas razones, las impresiones pueden carecer de esa conveniente *estabilidad dimensional*, lo que obliga a tomar precauciones técnicas para evitar que ello afecte el trabajo a realizar.

Puede ser que la impresión experimente una deformación mecánica en el momento del retiro si no es lo suficientemente elástica (la tensión inducida supera el límite proporcional) o si el tiempo durante el que permanece inducida afecta el material si es viscoelástico. Sucede lo mismo si la fuerza que ejerce sobre ella el material empleado en el vaciado (el material para modelo) es capaz de deformarla significativamente.

Algunos materiales no completan su reacción de endurecimiento aun cuando ésta haya avanzado lo suficiente para posibilitar el retiro de la impresión de la zona a reproducir. Una reacción química que continúe (p. ej., una polimerización) puede involucrar cambios dimensionales que afectan la exactitud del resultado.

En otros casos, el simple cambio de la temperatura a que está sometida la impresión en la boca (aproximadamente 37° C) al llevarla hasta la temperatura ambiente puede producir un cambio dimensional térmico significativo.

Otros materiales contienen en su masa endurecida sustancias volátiles incluidas en su composición o producidas como resultado de la reacción de endurecimiento que pueden pasar al medio donde se conserva la impresión. Esta reacción con el medio puede ser otra fuente de inexactitud dimensional.

Por último, la impresión puede haber endurecido bajo presión y quedar con tensiones congeladas que con el tiempo pueden relajarse. Esa liberación de tensiones produce una distorsión que puede hacer fracasar el trabajo.

Situaciones clínicas que requieren la toma de una impresión

Si existen varios materiales para impresión y algunos de ellos en distintos tipos o clases, es simplemente porque el odontólogo se enfrenta con casos disímiles. Cada uno de ellos puede requerir materiales para impresión de características distintas.

Así, por ejemplo, un maxilar o un área de un maxilar con dientes necesita un material que, endurecido, sea "elástico" como para poder deformarse

al ser retirado de la boca salvando las zonas retentivas que forma el ecuador de las piezas dentarias.

Un maxilar o zona de un maxilar sin dientes puede no precisar esa característica elástica pero puede, en cambio, requerir una masa viscosa en el momento de la colocación del material para poder ejercer una presión y así desplazar los tejidos blandos presentes (material pesado).

Impresionar una preparación realizada en un diente puede requerir, por otro lado, un material muy fluido (liviano) como para poder adaptarlo contra detalles delicados e incluso inyectarlo en una pequeña caja o cavidad para que la reproduzca fielmente.

A su vez, casos especiales como los que representan la obtención de reproducciones de zonas extensas para confeccionar restauraciones, como una prótesis maxilofacial, pueden hacer necesario que se disponga de materiales con ciertas características particulares.

De cada uno de los existentes, el profesional debe ser capaz de diferenciar sus propiedades e identificar la forma de funcionamiento (composición, reacción de endurecimiento, etc.) con el fin de seleccionar el que le ofrezca mayores garantías de éxito y poder manejarlo de manera que brinde el máximo de sus posibilidades.

Ejercitaciones

- Enumere las características de interés en los materiales que se emplean en la toma de impresiones y la confección de modelos en odontología.
- Clasifique los materiales para impresión en función de las condiciones en que son manipulados y sus características finales.
- Describa distintas situaciones clínicas que hacen necesaria la toma de impresiones y analice cómo condicionan la selección de un material para realizar la correspondiente técnica.



19 Hidrocoloides para impresión

Materiales elásticos para impresión

En el capítulo anterior se analizó en términos generales qué es una impresión, qué es un modelo y qué características debe reunir una impresión para que resulte satisfactoria, es decir, tener adecuada fidelidad en la reproducción de detalles y ser exacta en sus dimensiones. También se analizaron las características generales que deben reunir los materiales para ser aptos para su uso en la toma de impresiones.

En casi todas las situaciones que se presentan en la clínica odontológica y que requieren la obtención de una reproducción de la totalidad o parte de lo existente en la cavidad bucal, ya sea con fines diagnósticos o para encarar la realización de un trabajo (p. ej., confección de una restauración rígida o una prótesis), se utilizan materiales denominados "elásticos".

Este concepto indica que una vez que la masa plástica inicial se ha transformado en una masa "sólida" como para ser retirada de la cavidad bucal del paciente puede ser deformada con relativa facilidad sin que se produzcan deformaciones permanentes (es decir, sin que se haya superado el límite proporcional o elástico).

En realidad, la palabra "elásticos" figura entre comillas pues este término significa, desde el punto de vista mecánico, el cumplimiento absoluto de la ley de Hooke ("Sólo se producen deformaciones permanentes cuando la tensión inducida y la deformación producida por ella superan lo indicado por el denominado límite proporcional"). Los materiales utilizados en la toma de impresiones no tienen un comportamiento tan perfecto. Es posible obtener deformaciones permanentes aun con tensiones inferiores al límite proporcional en función del tiempo de acción de esa tensión. Esto significa que, en realidad, los materiales para impresión deben considerarse "viscoelásticos" a pesar de que habitualmente se los describe como "elásticos".

Lo antedicho, que parece ser un juego de palabras, tiene un significado de importancia para el manejo de estos materiales. Al retirar una impresión de la boca de un paciente se ejerce sobre el material una fuerza que genera una tensión. Esto permite desprenderlo de la zona a reproducir provocando una deformación en el caso de existencia de zonas "retentivas" como las que se generan al reproducir piezas dentarias (recuérdese la presencia de un "ecuador dentario" y las zonas que quedan entre él y la zona gingival).

La tensión generada no es necesariamente muy elevada, ya que el módulo elástico de los materiales para impresión no lo es (si lo fuera, sería necesario aplicar fuerzas tan elevadas para poder retirar la impresión de esas zonas retentivas que se comprometería la permanencia de las piezas dentarias en la boca). Por ello difícilmente sea superado el límite proporcional y, si el material fuera perfectamente "elástico" (se comportara exactamente como lo indica la ley de Hooke), no existiría deformación permanente. Así, la reproducción obtenida (impresión) sería dimensionalmente exacta (igual en sus medidas a lo existente en la cavidad bucal), lo que es una condición deseable.

Sin embargo, el comportamiento viscoelástico hace que, como el retiro de la impresión de la cavidad bucal demanda necesariamente cierto tiempo, pueda producirse una deformación permanente (*creep*) a pesar de no haberse superado el límite proporcional.

Una primera conclusión de importancia para el trabajo clínico es que, cuando se utiliza este tipo de materiales para la toma de impresiones, el retiro de ellos de la cavidad bucal una vez producido el endurecimiento o fraguado debe realizarse lo más rápido que se pueda y, en lo posible, en un único movimiento (sin "balanceos").

Así, al disminuir el tiempo de acción de la fuerza (y, por ello, el tiempo durante el que el material está sometido a tensión y deformación) se reduce la cantidad de deformación permanente (*creep*) producida y la magnitud de la inexactitud dimensional de la impresión (y, en consecuencia, la del correspondiente modelo que se obtendrá con posterioridad a partir de ella).

En un material viscoelástico, también la recuperación después de una deformación mecánica es influida por el tiempo. Eliminada la aplicación de la tensión (en la situación clínica, completado el retiro de la impresión de la cavidad bucal), se produce una recuperación elástica prácticamente inmediata (según lo indica la ley de Hooke). Pero, en función de su viscoelasticidad, puede observarse que luego de un tiempo se produce una recuperación adicional.

De nuevo, cuando se analiza la implicación clínica de estos principios, puede concluirse que una impresión es más exacta algunos minutos después de retirada de la boca que inmediatamente después de completada esta operación. Para que el modelo (meta final) sea lo más exacto posible, conviene proceder a confeccionarlo no inmediatamente después de retirada la impresión de la boca sino algún tiempo después. Cuánto tiempo después es conveniente hacerlo varía según el material para impresiones en particular que se esté utilizando ya que, en algunos de ellos, si bien el tiempo puede contribuir a una mayor recuperación elástica, también puede producir algún otro efecto no conveniente. Al emplear y evaluar cada material en particular se volverá sobre este tema.

Teniendo en cuenta estas consideraciones generales para los materiales elásticos, se encarará su análisis. En la actualidad hay dos grupos de materiales elásticos que se usan para impresión: los hidrocoloides, que se analizarán en este capítulo, y los elastómeros, que se tratarán en el próximo.

Hidrocoloides para impresión

El nombre para identificar este grupo (en realidad, a dos materiales para impresión) dice bastante sobre qué son y cómo funcionan.

En efecto, el nombre coloide denota un sistema material constituido por dos fases: una dispersa y una dispersante. De la misma manera, el nombre "hidrocoloide" indica que, en los utilizados en la toma de impresiones, la fase dispersante es el agua.

Cuando en un hidrocoloide la fase dispersa está en forma de partículas aisladas (tamaño habitual entre 0,1 y 0,001 micrómetro), el aspecto físico del sistema es el de un líquido de cierta viscosidad denominado "sol coloidal". Por otro lado, cuando las partículas se unen entre sí para formar algo así como fibras y una "trama fibrilar", el aspecto físico es similar al de un sólido denominado "gel coloidal".

Puede deducirse que, para usar este tipo de materiales en la toma de impresiones en odontología, se prepara un sol coloidal de consistencia apropiada como para colocarlo en una cubeta y situarlo, sin mayores dificultades, contra la zona a reproducir de la cavidad bucal de un paciente.

Una vez completada esta operación será necesario lograr que se produzca algún tipo de cambio que haga que las partículas de la fase dispersa del sol se unan entre sí para formar fibras. Así, con el sistema convertido en un gel, se puede retirar de la boca manteniendo la forma obtenida.

Dado que el gel obtenido es viscoelástico, habrá que tener en cuenta las consideraciones citadas anteriormente. Por otro lado, también deberá tenerse presente que como la fase dispersante es el agua, podrán producirse fenómenos de sinéresis, si parte de ella se elimina de la estructura, y de imbibición, si a ella se le incorpora agua. Esto indica que la impresión obtenida no puede ser conservada mucho tiempo sin que se produzca alguno de estos fenómenos, con la consiguiente alteración dimensional que representa.

En la práctica clínica, cuando se toma una impresión con un hidrocoloide, debe obtenerse el modelo en no más de algunos minutos (es difícil establecer exactamente cuántos, ya que pueden variar en función del producto en particular que se esté empleando, pero por cierto es conveniente no superar la hora y si es menos, mejor).

Si, por algún motivo, fuera necesario conservar la impresión antes de obtener el modelo, la solución, no ideal pero sí la más conveniente, es hacerlo en un medio con 100% de humedad relativa (p. ej., en un recipiente ce-

rrado con una cantidad de agua que pueda evaporarse). Así se evita, o por lo menos se disminuye, la sinéresis. Obviamente, esto no significa colocar la impresión en contacto con agua (p. ej., sumergida en el agua) ya que, en este caso, se produciría imbibición.

Estos aspectos son comunes a los dos tipos de hidrocoloides que pueden emplearse en la toma de impresiones en odontología. La diferencia entre ambos está dada por el mecanismo que hace que las partículas de la fase dispersa del sol se unan para formar el gel. En uno de ellos lo hacen por uniones secundarias (dipolos) y por eso las partículas que se han unido pueden ser fácilmente separadas por la simple acción de un aumento en la energía térmica (por calentamiento). En este hidrocoloide es posible transformar el sol en gel y el gel en sol, y se denomina *hidrocoloide reversible* (o también *hidrocoloide de agar,* por el componente principal de la fase dispersa).

En el otro, utilizado con mayor frecuencia por su mayor simplicidad técnica, la unión entre partículas se obtiene por una reacción química y formación de uniones primarias (iónicas). Por este motivo no es posible, por lo menos con procedimientos adaptables a la situación de la clínica odontológica, obtener de nuevo un sol una vez formado el gel. Obviamente, se denomina *hidrocoloide irreversible* o también *alginato,* otra vez por el componente principal de la fase dispersa.

Alginato

La presentación comercial más habitual (más adelante se verán algunas variantes) de este material es en polvo. El envase puede contener la cantidad necesaria para tomar una impresión promedio (un sobre), con lo que se evita la necesidad de medir la cantidad a emplear. También se puede, y es más frecuente por razones de costo, adquirirlo en una lata u otro envase hermético en cantidades mayores, con lo que se hace necesario disponer de algún dispositivo (algo parecido a una cuchara) para medir la cantidad apropiada para la situación clínica a encarar. También puede ser provisto en bolsas selladas, denominadas habitualmente "repuestos". Éstas resultan más baratas pero, una vez abiertas, es conveniente colocar su contenido en otro tipo de envase para evitar que el polvo incorpore humedad.

Independientemente de la forma del envase, el polvo contiene como elemento principal (aunque no necesariamente en la proporción mayor) una sal del ácido algínico. Este ácido se denomina así porque proviene de algas marinas, es un polímero que deriva de un ácido manurónico (ácido orgánico, es decir, ácido con grupos carboxilo). Pero más interesante que el aspecto químico, y desde el punto de vista del uso en impresiones, es el hecho de que el tamaño de sus moléculas hace que se puedan obtener fácilmente partículas de tamaño coloidal.

Cuando la sal que se consigue a partir de ese ácido es de un catión monovalente (sodio, potasio, amonio), puede ser mezclada con agua y formarse un sol coloidal ya que cada partícula queda separada de las demás.

Sol

Na–OOC(alginato)COO–Na Na–OOC(alginato)COO–Na

Gel

–Ca–OOC(alginato)COO–Ca–OOC(alginato)COO–Ca–

Fig. 19-1. Esquema de sustancias químicas en el sol y el gel de un alginato para impresiones.

Composición básica y reacción de gelación

El polvo del alginato para impresiones contiene, precisamente, una sal, por lo general de sodio o potasio, de ácido algínico. Cuando se mezcla con agua se logra una masa plástica que es un sol coloidal.

La transformación de ese sol en gel se logra produciendo una reacción que traiga como consecuencia que el catión monovalente sea reemplazado por uno bivalente. De esta manera, este catión liga, por unión iónica, a dos grupos carboxilo de diferentes moléculas. Así quedan unidas y al hacerlo, muchas de ellas a través de muchos grupos carboxilo de cada una, se obtiene una trama fibrilar que transforma el sol en gel. Esta situación se esquematiza en la figura 19-1. Como puede deducirse, el gel no puede transformarse fácilmente de nuevo en sol y por esto es un "hidrocoloide irreversible".

Para lograr estas reacciones, los productos de uso odontológico contienen en el polvo una sal de metal bivalente. Lo más común es que esta sal sea el sulfato de calcio (en su versión dihidratada; se verá qué significa esto en el próximo capítulo), ya que libera el ion calcio a un ritmo compatible con un material de uso odontológico. Tiempo atrás, en algunos productos se utilizaban con la misma finalidad sales de plomo, pero como tienen algún potencial tóxico se han descartado. Todavía pueden verse algunos que, en el envase, indican "sin plomo".

Con esos dos componentes se logra un material que puede cambiar de sol a gel pero, como la reacción se hace prácticamente de modo inmediato una vez mezclado el polvo con agua, no resulta apropiado para el uso odontológico. Recuérdese que el material debe brindar "tiempo de trabajo" para completar la mezcla, ubicarla en la cubeta y llevar el conjunto a la posición en la boca de un paciente.

Para lograr ese objetivo de tener tiempo de trabajo, el polvo tiene incorporado otra sal; por lo habitual el fosfato trisódico. Como el sulfato de calcio tiene más afinidad de reacción con ella que con el alginato de sodio, potasio o amonio, lo hace preferentemente así. Es decir, al mezclar el conjunto con agua, el sulfato de calcio reacciona con el fosfato trisódico y "deja tranquilo" al alginato, con lo que brinda al profesional el tiempo necesario para realizar su trabajo. Sólo cuando se agota esta sal comienza a reaccionar con el alginato y se produce la gelación. En la formulación industrial del producto, la cantidad de fosfato es regulada para brindar adecuado tiempo de trabajo

(1) Fosfato de sodio + sulfato de calcio = fosfato de calcio + sulfato de sodio

(2) Alginato de potasio + sulfato de calcio = sulfato de potasio + alginato de calcio

Fig. 19-2. Esquema de reacciones químicas durante el fraguado de un alginato para impresiones.

e incluso variable para distintas necesidades. Así, se comercializan alginatos de fraguado o gelación más o menos veloz de entre los cuales el profesional elige (alginatos de fraguado "normal" o "rápido"). En la figura 19-2 se esquematizan las reacciones mencionadas.

Además de estos tres componentes (alginato de ion monovalente, sal de metal bivalente y sal retardadora), el polvo contiene (y en la mayoría de los casos en su mayor proporción) partículas (generalmente la sustancia silícea conocida como "tierra de diatomeas"). Si bien no participan de la reacción, permiten obtener la consistencia (viscosidad) conveniente en el sol (para que no se escurra demasiado impidiendo el trabajo y/o molestando injustificadamente al paciente) y la resistencia y elasticidad necesarias en el gel.

Otros componentes

Si bien la composición analizada permite el trabajo clínico, los productos comerciales actuales incluyen otras sustancias. Algunas de ellas apuntan a mejorar la calidad del modelo de yeso que luego se obtiene a partir de la impresión. Los coloides afectan la forma en que se produce el fraguado del yeso (se verá en el próximo capítulo) y el modelo resultante puede tener su superficie debilitada y deficiente. Para contrarrestar ese efecto nocivo se incorporan algunas sustancias del tipo de los silicatos, fluoruros o silicofluoruros.

También es habitual que se incorporen sustancias saporíferas que dan algún sabor u olor (p. ej., a anís, menta, frutilla) para hacer algo más agradable al paciente la operación clínica.

Con la finalidad de dar color se emplean sustancias coloreadas (rosa, verde, etc.). Para ello, en algunos productos se utilizan indicadores químicos de pH. En éstos, el color cambia a medida que avanza la reacción (con el consiguiente cambio de pH) indicando al profesional, por ejemplo, en qué momento está completa la mezcla, cuándo puede ser llevada a la boca o cuándo se puede retirar la impresión. Comercialmente se denominan alginatos "cromáticos".

Algunos productos comerciales incluyen también alguna sustancia inhibidora del desarrollo microbiano para ayudar en la descontaminación de las impresiones que se tomaron con ellos.

En muchos productos actuales, las partículas de polvo son tratadas (por lo general con algún glicol) para que se "peguen" entre sí cuando están en el envase. Esto disminuye la tendencia que tiene el polvo por su baja densidad a "volar" o "flotar" por el aire al abrirlo. Como hay evidencias de que partículas del tamaño y características de las del polvo del alginato para impresiones pueden producir daños en las vías respiratorias si son inhaladas, esa condición lograda es conveniente. En la comercialización se habla de productos "libres de polvo", *dustfree* o *dustless*.

También se puede evitar ese "volar" del polvo empleando un tipo de producto comercializado a veces como "sustituto del alginato". En realidad, es la misma base del alginato pero envasado en dos "cremas", en las que los componentes son separados y mezclados con algunos aceites. Las reacciones y propiedades son las mismas, pero se simplifica la modalidad de trabajo ya que es algo más fácil mezclar dos cremas que un polvo con agua. También existen algunos productos en los que el polvo y el líquido (básicamente agua) son encapsulados para ser mezclados mecánicamente.

Manipulación

Almacenamiento del material

El envase debe ser conservado bien cerrado para evitar el contacto del polvo con humedad. Las temperaturas demasiado elevadas pueden deteriorar el material, probablemente a causa de la despolimerización de las moléculas de alginato. Como durante el almacenamiento es posible que algunos componentes de mayor densidad se acumulen en la parte inferior del envase, es conveniente agitarlo antes de abrirlo para mejorar su distribución.

Instrumental

La cubeta a emplear en la toma de impresión con alginato, al igual que cuando se utiliza cualquier material para impresión "elástico", debe ser rígida. Una cubeta no suficientemente rígida se deforma con facilidad durante la manipulación y "arrastra" en esa deformación al material de impresión ya retirado de la boca. Las formas y medidas de la impresión se ven así afectadas y con ello la exactitud dimensional requerida. Son preferibles las cubetas metálicas de acero (las de aluminio no son lo bastante rígidas) que, como es obvio, deben estar esterilizadas.

La cubeta debe asegurar también la retención firme del material para la impresión en ella. Cualquier desprendimiento implica deformaciones que perjudican el trabajo. Esa retención puede lograrse a través de perforaciones que permiten que la masa plástica fluya parcialmente a través de ellas. Producido el endurecimiento, el material queda trabado mecánicamente. Sin embargo, si no existen en gran cantidad, pueden quedar zonas no retenidas y producirse distorsiones. Por el contrario, si son muchas pueden permitir al material fluir exageradamente e impedir que se adapte bien a la zona a reproducir. En ambos casos, la impresión puede no ser adecuadamente exacta y por ello se prefieren las cubetas lisas donde la retención se busca por

otros medios. El más común de éstos es un borde más grueso que brinda retención (cubetas *rim-lock*) y/o el uso de adhesivos.

El tamaño de la cubeta debe asegurar que exista suficiente espesor (mínimo de alrededor de 5 mm) de alginato entre sus paredes y la zona a reproducir. El gel de alginato tiene resistencia relativamente baja (poco más de 0,35 MPa de resistencia compresiva) y, si los espesores son pequeños, se rompe al retirarlo de la boca.

Dosificación y mezcla

Por lo general, la mezcla se realiza colocando el polvo y el agua en una taza de goma, y la operación se hace con una espátula metálica. Estos elementos deben estar limpios. Deben evitarse sobre todo los restos de mezclas de yeso, ya que éste es sulfato de calcio y altera la composición y las propiedades del material para la impresión. Es preferible utilizar un instrumental diferente para cada uno de estos materiales.

El polvo, si no está predosificado por el fabricante, es medido al igual que el agua. El uso de mayor cantidad de agua que la adecuada produce un sol muy fluido, que no puede ser ubicado con facilidad en la zona a reproducir, y un gel de menor resistencia y elasticidad, con lo que la impresión puede perder exactitud dimensional. Lo inverso, exceso de polvo, hace al sol más viscoso, con lo que puede perderse la posibilidad de reproducir detalles. Además, la mezcla se dificulta, por lo que, indirectamente, pueden verse también afectadas negativamente las propiedades mecánicas.

El agua debe estar a la temperatura indicada por el fabricante (por lo habitual alrededor de 20-21° C). Debe tenerse presente que en épocas de temperaturas extremas (verano o invierno) la temperatura del agua de la red domiciliaria puede estar bastante alejada de la indicada. También puede estar a temperatura elevada cuando previamente se ha utilizado agua caliente con otra finalidad (p. ej., el lavado de manos) en una canilla con salida mezcladora.

Las temperaturas elevadas reducen el tiempo de trabajo y aumentan la posibilidad de que el material sea colocado en la boca cuando ya ha avanzado su gelificación. Si esto sucede, no fluye libremente sino que es deformado por la presión que ejerce el profesional. Cuando se retira la impresión se produce una recuperación de esa deformación y la impresión no reproduce las formas y dimensiones existentes en el medio bucal: la impresión se habrá distorsionado.

Las temperaturas demasiado bajas demoran la reacción química e impiden que el material alcance la resistencia y la elasticidad apropiadas en los minutos en que se lo puede dejar en la boca. Al retirar la impresión puede producirse entonces mayor deformación permanente y obtenerse una impresión dimensionalmente inexacta.

El polvo, por su poca densidad, tiende a flotar en el agua. Por ello es prácticamente indistinto colocarlo antes o después del agua en el recipiente de mezcla. Puede resultar más conveniente colocarlo primero para que, al ser mojado por el agua, no tienda a "flotar" en el aire.

En principio, la mezcla se hace tratando de que todo el polvo sea mojado por el agua y, luego, mediante una especie de "amasado" del conjunto contra las paredes. El tiempo total de la mezcla oscila entre 30 y 60 segundos y, al cabo de él, debe obtenerse una masa de consistencia pareja y sin grumos; de lo contrario, las propiedades finales y la exactitud de la impresión se ven afectadas. Un exceso de mezcla con la espátula puede llegar a interferir en el gel que comienza a formarse y debilitar el producto final.

Toma de la impresión

Una vez que se logró la mezcla correcta, se ubica en la cubeta y se lleva a la zona a reproducir, limpia y sin exceso de agua (saliva). Allí debe mantenerse sostenida para evitar que el material se separe de esa zona y se pierda la reproducción de detalles. No debe ejercerse demasiada presión al sostenerla ya que, de hacerlo, se podría deformar el gel que se está formando y la recuperación posterior distorsionaría (deformaría) la impresión.

Conviene hacer el retiro de la boca un par de minutos después de observar que se ha completado la gelación (se puede detectar porque la masa deja de ser pegajosa). Esos minutos adicionales permiten mejorar las propiedades mecánicas del gel y asegurar un mejor comportamiento elástico (mayor exactitud en la impresión).

Una forma práctica de control consiste en observar el momento de endurecimiento (gelación) del material sobrante en el recipiente de mezcla. Cuando esto se produce, el que está en la boca ya lo ha hecho un poco antes, ya que en ella está a mayor temperatura y se acelera la reacción.

El retiro debe realizarse en un solo y rápido movimiento en función de las características viscoelásticas ya analizadas.

Confección del modelo de yeso

La impresión se lava, se descontamina (por inmersión en una solución apropiada como la de hipoclorito de sodio, durante unos minutos) y se prepara para la operación de obtención del modelo de yeso dentro de un lapso no muy prolongado, para evitar alteraciones dimensionales por sinéresis o imbibición. Si no se realiza esta operación deberá manipularse la impresión como objeto contaminado y procederse luego a la descontaminación del modelo obtenido.

Durante el fraguado del yeso es conveniente mantener el conjunto de la impresión y el yeso en un ambiente con 100% de humedad relativa. Esto es para evitar que la sinéresis del gel de alginato "robe" agua de la mezcla de yeso impidiendo la obtención de una correcta superficie en el modelo.

Producido el fraguado del yeso (aproximadamente una hora), se puede separar el modelo de la impresión. No conviene demorar mucho más esta operación. El gel de alginato está formado por fibras de alginato de calcio que envuelven el alginato de sodio que no ha reaccionado. A medida que

pasa el tiempo se completa la reacción y cuanto mayor sea la cantidad de alginato de calcio formado, mayor es la rigidez del gel. Esa mayor rigidez puede dificultar la separación de la impresión del modelo y producir daños en su superficie.

Teniendo en cuenta estas consideraciones es posible obtener con alginato impresiones satisfactorias en cuanto a exactitud dimensional. Su posibilidad de reproducir detalles es suficiente para muchas situaciones clínicas. Sin embargo, cuando se requiere extrema fidelidad se hace necesario recurrir a otros materiales como el que se analizará superficialmente a continuación o los que se analizarán en el próximo capítulo.

Hidrocoloide de agar

Se trata de un hidrocoloide reversible en el que la fase dispersa es la sustancia denominada agar (polímero lineal de un éster sulfúrico de la galactosa). Por su fórmula química, las moléculas tienen polaridad que permite que se atraigan unas a otras. Esa atracción es lo suficientemente débil para que se unan formando fibrillas y, por ende, se forme un gel a temperatura baja (ambiente o bucal) y que se separen a temperaturas más elevadas y se obtenga un sol.

El material para uso en la toma de impresiones contiene alrededor del 15% en peso de agar y agua (componente que está en la mayor proporción, 70-80% en peso). La fórmula se completa con una pequeña cantidad (aproximadamente 0,5% en peso) de bórax o algún borato que, posiblemente al entrecruzar moléculas de polímero, permite lograr adecuada viscosidad en el sol y resistencia en el gel.

Como el bórax y los coloides afectan el fraguado del yeso, generalmente se agregan sulfatos, como el de potasio, para contrarrestar ese efecto. También pueden contener sustancias bactericidas, ya que el gel de agar es un buen medio para el desarrollo microbiano.

El profesional recibe el material, con todos sus componentes y a temperatura ambiente, en forma de gel. Para poder tomar una impresión debe "licuarlo", o sea transformarlo en sol calentándolo a casi 100° C durante algunos minutos. Si bien esta temperatura es necesaria para transformar el gel en sol, el sol sólo se transforma nuevamente en gel a alrededor de 37° C (temperatura bucal). Esta "histéresis" (diferencia entre la temperatura de licuación y de gelación) permite conservar el material a alrededor de 60-70° C hasta que sea necesario utilizarlo. En ese momento se lo enfría a temperaturas que no sean molestas y perjudiciales para el paciente (45-50° C) y se lo lleva a la boca.

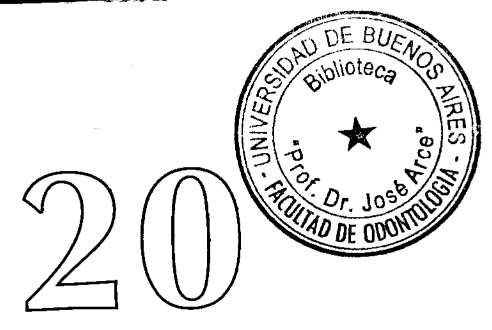
Una vez ubicado, se espera el enfriamiento o se lo acelera con agua a temperatura ambiente, que puede hacerse circular en cubetas de doble fondo apropiadas.

Como se deduce de esta descripción, la técnica es más compleja que la que demanda el alginato. Sin embargo, la posibilidad de reproducir detalles es superior, motivo por el cual se mantuvo el interés por este material.

En la actualidad se emplean otros materiales elásticos de más fácil uso como alternativa. Cuando se analicen, se compararán sus posibilidades con las de los dos tipos de hidrocoloides.

Ejercitaciones

- Analice el comportamiento mecánico de los denominados materiales "elásticos" para impresión y cómo influye en la técnica para su empleo.
- Describa la composición y reacción que determina la transformación en el alginato para impresiones.
- Enumere y justifique los pasos técnicos que se realizan para tomar una impresión con alginato.
- Describa la composición básica y el funcionamiento de un hidrocoloide para impresión a base de agar.



Yeso y modelos

Una vez obtenida la impresión de la zona de interés de la cavidad bucal, es necesario proceder a la confección del modelo correspondiente. Esta operación consiste en copiar la impresión con otro material, es decir, obtener del "negativo" de la boca (*impresión*) el correspondiente "positivo" (*modelo*).

Al igual que el material utilizado en la toma de impresiones, el que se emplea en la confección del modelo debe poder brindar una masa plástica capaz de fluir sobre la impresión copiando todos sus detalles. Luego debe endurecer manteniendo no sólo esos detalles, sino también formas y medidas en todas las dimensiones.

De esta manera, la fidelidad de reproducción y exactitud dimensional logradas en la impresión serán transferidas al modelo, que es el objetivo final del procedimiento.

El material para modelos, además de esas condiciones de brindar la posibilidad de copiar detalles y la exactitud dimensional, debe tener propiedades que aseguren que el modelo no se va a deteriorar mientras se use.

Esto significa que no debe ser alterado por el eventual contacto con el agua u otros solventes y debe ser capaz de resistir las fuerzas que tiendan a producir su fractura o desgaste.

Estas condiciones pueden tener distinta relevancia según el uso que se le dé al modelo. Es decir que éstas pueden no ser críticas en un modelo destinado a evaluar mejor el caso clínico, para llegar a un diagnóstico más acabado, o sea, un *modelo de diagnóstico*.

En cambio, si el modelo va a ser utilizado para confeccionar sobre él una restauración rígida o una prótesis, es decir, si se trata de un *modelo de trabajo*, el material deberá tener propiedades, por ejemplo mecánicas, que le permitan soportar los esfuerzos a que estará sometido.

Si bien existe más de un material posible para emplear en la confección de modelos, la mayor parte de las veces se utiliza algún tipo de yeso y de él se hará un análisis en mayor profundidad.

Yeso

El yeso es un mineral que se encuentra en la naturaleza con cierta abundancia. Es materia cerámica y, si se analiza su estructura, por ejemplo, con microscopia electrónica y otros medios de estudio como la difracción de radiaciones, puede detectarse su naturaleza multicristalina (una porción de yeso está constituida por muchos cristales de manera similar a como lo está una porción de esmalte dentario).

El análisis de la composición de esos cristales muestra que contiene azufre, oxígeno y calcio, en forma de un sulfato de calcio, e hidrógeno y oxígeno como agua de cristalización (estabiliza la estructura al igual que sucede en los cristales de fosfato de calcio que constituyen la hidroxiapatita).

Estequiométricamente, esa agua de cristalización está en una relación de dos moles de agua por cada mol de sulfato de calcio por lo que, de modo esquemático, la sustancia se puede representar con la siguiente fórmula:

$$CaSO_4.2H_2O$$

De acuerdo con esa composición, es habitual describir el yeso como un sulfato de calcio dihidratado y, en lo que podríamos llamar la "jerga", se denomina *dihidrato.*

Derivados del yeso

El mineral yeso, con la estructura y composición descritas, es relativamente estable. Por ello no se puede preparar con él una masa plástica posible de modelar o con la que sea posible copiar los detalles de una impresión y que luego se endurezca. Sin embargo, a partir del yeso se pueden preparar derivados que sí permiten realizar ese tipo de trabajos.

Esos derivados se obtienen a partir de la deshidratación del mineral yeso. Es decir que se obtienen usando energía, concretamente calor, para eliminar de la estructura parte o la totalidad del agua de cristalización.

Cuando el calentamiento del mineral se realiza, aproximadamente, entre 110 y 130° C, se logra la eliminación de tres cuartas partes de esa agua. Si se mencionó que la estructura del yeso (o dihidrato) contiene dos moles de agua por mol de sulfato de calcio, esto significa que, con ese calentamiento, se obtiene una estructura con medio mol de agua por cada mol de sulfato de calcio. Por ese motivo, el producto obtenido se conoce como sulfato de calcio hemihidratado o, en la citada jerga, simplemente *hemihidrato.* En nuestro idioma la palabra es *escayola* (para diferenciarlo del yeso), pero es de uso poco común entre nosotros (es habitual en España y algunos países latinoamericanos). Su fórmula química esquemática sería:

$$CaSO_4.{}^1/_2H_2O$$

Si se continúa el calentamiento, se llega a eliminar la totalidad del agua de cristalización y se obtiene, a partir de los 200° C, la *anhidrita* ($CaSO_4$). A partir de los 1.000° C se produce la descomposición del sulfato de calcio en óxidos de azufre y de calcio.

Reacción de fraguado

De estos derivados del mineral yeso, el hemihidrato o escayola constituye la base del material que se utiliza, en odontología, para confeccionar modelos y que encuentra otras aplicaciones, por ejemplo, en la industria de la construcción.

La razón para esta preferencia se debe a la fácil reversibilidad de la reacción de deshidratación parcial por calor. En efecto, así como al aplicar calor (110-130° C) al dihidrato se obtiene hemihidrato (reacción 1) y la liberación de agua, agregando agua al hemihidrato se obtiene dihidrato y la liberación de calor (reacción 2).

$$CaSO_4.2H_2O + calor = CaSO_4.{}^1/_2H_2O + 1{}^1/_2H_2O \quad (1)$$

$$CaSO_4.{}^1/_2H_2O + 1{}^1/_2H_2O = CaSO_4.2H_2O + calor \quad (2)$$

En una descripción superficial puede decirse que, para confeccionar un modelo, el profesional o técnico compra hemihidrato en polvo (con el nombre de yeso, aunque en realidad no lo es, o escayola) y lo mezcla con agua. La masa plástica obtenida es vaciada ("vaciar" significa volcar una masa plástica en un molde) en la impresión para copiarla. Luego de un tiempo, la masa plástica se transforma en un sólido (se produce el endurecimiento o fraguado) y, al separarla de la impresión, se obtiene el correspondiente modelo.

En realidad, la transformación de masa plástica a masa endurecida se produce por un mecanismo algo similar al estudiado (capítulos de la sección II) para el caso de los cementos y la amalgama. Efectivamente, al realizar la mezcla, el hemihidrato se disuelve parcialmente en el agua (su solubilidad es de 0,9 g/100 g). Una vez disuelto, reacciona con el agua y se transforma en dihidrato que es menos soluble (solubilidad del dihidrato, 0,2 g/100 g). Así, la solución se sobresatura y se precipita dihidrato en forma de cristales que van creciendo a partir de los que se hacen primeros (núcleos de cristalización).

En resumen, puede considerarse que en el fraguado del yeso se produce:

a) Disolución del hemihidrato.
b) Formación de dihidrato.
c) Precipitación y crecimiento de cristales de dihidrato.

Puede, entonces, considerarse que el fraguado del yeso está determinado por la diferencia de solubilidad entre el hemihidrato y el dihidrato, que hace que la solución se sobresature y se produzca la última etapa de precipitación y cristalización.

Relación agua/polvo

Surge una pregunta: ¿Qué cantidad de agua se debe emplear para la realización de este trabajo? Esto podría deducirse a partir del análisis de la reacción de transformación del hemihidrato en dihidrato, calculando las masas moleculares de las sustancias que reaccionan (S = 32; Ca = 40; O = 16; H = 1):

$$CaSO_4 \cdot {}^1/_2 H_2O \quad + \quad 1{}^1/_2 H_2O \quad = \quad CaSO_4 . 2H_2O + \text{calor}$$

$$145\ g \quad + \quad 27\ g \quad = \quad 172\ g$$

Esto significa que, para transformar 145 g de polvo de hemihidrato (escayola) en dihidrato (yeso), son necesarios 27 g de agua (o 27 mL o centímetros cúbicos que, en la práctica, pueden considerarse equivalentes). Al mismo tiempo, con ese dihidrato se obtendrá calor (el equivalente a la energía utilizada en la deshidratación parcial del dihidrato).

Este cálculo es químicamente correcto e indica que, para lograr la transformación buscada, es necesario usar una relación agua/polvo de 0,186 (27 g/145 g). Expresado de otra manera, para cada gramo de hemihidrato se necesita poco menos de 0,19 mL de agua para transformarlo (o, si se quiere expresar de otro modo, poco menos de 19 mL de agua por cada 100 g de polvo).

Pero si se intenta preparar una mezcla para el trabajo de confección de un modelo con la citada relación (alrededor de 0,19), puede observarse que carece de fluidez. Y ésta es necesaria para poder realizar la mezcla y para, con ella, copiar los detalles de la impresión.

Este razonamiento indica que, en el uso práctico del yeso, la mezcla se prepara con una relación agua/polvo mayor que la indicada por la estequiometría de la reacción. El agua incorporada en exceso es necesaria para obtener fluidez en la mezcla, pero no se utiliza en la reacción.

Esto significa que, una vez producido el fraguado, el resultado es una masa sólida que contiene yeso (dihidrato) y agua no usada en la reacción. Dos conclusiones de índole práctica se desprenden de este razonamiento.

En primer lugar, ese exceso de agua se interpone entre los cristales de dihidrato formados. Así, la cohesión entre ellos se ve disminuida y con ella la resistencia del producto final. Sólo después de dar tiempo a la evaporación de ese exceso de agua (no del agua de cristalización que sólo puede perderse a más de 110° C) se alcanza la resistencia máxima del yeso fraguado.

En valores aproximados se puede considerar que la resistencia del yeso fraguado cuando contiene ese exceso de agua (*resistencia húmeda*) es de sólo la mitad de la que se alcanza una vez producida su evaporación (*resistencia seca*). Por lo tanto, si se quiere disponer de un modelo de máxima resistencia, no conviene utilizarlo inmediatamente después de producido el fraguado del yeso, sino esperar varias horas (según la humedad del ambiente) para dar posibilidad a que se evapore el exceso de agua.

Otra conclusión de importancia es que, cuanto mayor sea la cantidad de agua utilizada para la realización de la mezcla (mayor relación agua/polvo), menor será la resistencia del producto final. Esto es así porque existirá mayor cantidad de exceso de agua y, al evaporarse, dejará mayor cantidad de espacios vacíos (porosidad).

Puede entonces deducirse que, para conseguir un modelo de óptimas propiedades, la mezcla de polvo de yeso (hemihidrato) deberá prepararse con la menor cantidad de agua (con la menor relación agua/polvo) compatible con la obtención de la fluidez necesaria para poder copiar los detalles de la impresión.

Tipos de hemihidrato, relación agua/polvo y resistencia final

Para analizar cuánto es el exceso de agua (con respecto a la que se necesita para la reacción química) hay que analizar cómo es la obtención y la preparación industrial del hemihidrato.

Se ha mencionado que el hemihidrato se obtiene por calentamiento del dihidrato a 110-130° C. Ese calentamiento puede ser realizado industrialmente de diversas formas.

La manera más simple (y más económica) es con la colocación del dihidrato (yeso mineral) molido en recipientes y la elevación de la temperatura al nivel indicado. En estas condiciones de *calcinación en seco*, el agua de cristalización sale con rapidez de la estructura del yeso y deja partículas y cristales de hemihidrato muy porosos. Para utilizarlo hace falta mucha agua (relación agua/polvo en el orden de 0,40-0,50) para poder llenar esos poros y lograr la fluidez necesaria. Obviamente, el exceso utilizado con respecto al agua necesaria para la reacción (0,19) se traduce en una masa final muy porosa y poco resistente.

Si en lugar de hacer la calcinación en seco se hace en autoclave, bajo presión, los cristales obtenidos son más regulares y con menor porosidad (más densidad). Con el polvo resultante puede prepararse una mezcla de fluidez conveniente con una menor relación agua/polvo (0,25-0,35) y el resultado es un yeso fraguado más resistente.

Otros procedimientos, como el de obtener el hemihidrato en una solución de sales como el cloruro de calcio o lograrlo en forma sintética a partir de otras sustancias químicas (*yeso sintético*), permiten conseguir cristales todavía más regulares y menos porosos (muy densos, por lo que comercialmente se los ha denominado *densitas*) con relaciones agua/polvo muy cercanas a las estequiométricamente indicadas (0,20-0,24) y yesos fraguados mucho más resistentes (en el cuadro 20-1 se resumen los conceptos vertidos en los últimos párrafos).

En la industrialización de los materiales odontológicos, estos distintos tipos de hemihidrato se usan para formular productos comercializados con nombres diferentes.

Así, con el hemihidrato calcinado en seco se comercializan productos con el nombre de *yeso taller, yeso París* o *yeso de tipo II*. Con el obtenido en autoclave, el *yeso piedra* (en algunos países *escayola dura*) o *yeso tipo III* y, con el restante, el *yeso piedra mejorado, densita, yeso de tipo IV* o *yeso para troqueles* (un troquel es un modelo de un solo diente).

Cuadro 20-1. *Obtención de hemihidrato, relación agua/polvo y resistencia compresiva (una hora después de iniciada la mezcla)*

Calcinación	*Cristales*	*Relación A/P*	*Res. com.*
Seca	Porosos	0,40-0,50	≅ 10 MPa
Autoclave	Intermedios	0,25-0,35	≅ 20 MPa
En soluciones	Densos	0,22-0,24	≅ 35 MPa

Debe tenerse presente que la resistencia final del yeso (o sea la del modelo) está determinada por la cantidad de agua que se ha empleado en la mezcla. En el cuadro 20-2 puede verse que con un yeso piedra mejorado puede obtenerse la misma resistencia que con un yeso taller si se emplea la misma relación agua/polvo. Esto debe tenerse presente en el momento de proceder a la preparación de una mezcla de yeso.

Tiempo de fraguado y su regulación

La reacción que determina el endurecimiento o fraguado del yeso demanda cierto tiempo. Para el caso de la situación odontológica, ese tiempo debe ser lo suficientemente prolongado para posibilitar el trabajo de realizar el vaciado ("tiempo de trabajo"). Al mismo tiempo, no debe demorar excesivamente el endurecimiento final ("tiempo de fraguado final") para no retrasar sin necesidad la obtención del resultado final buscado.

Teniendo en cuenta los factores que determinan el fraguado (véase antes "Reacción de fraguado"), puede deducirse que la velocidad de endurecimiento puede verse afectada o ser modificada variando: a) la velocidad de disolución del hemihidrato, b) la velocidad de la reacción de transformación del hemihidrato en dihidrato o c) la cantidad y velocidad de formación de los núcleos de cristalización.

La cantidad de núcleos de cristalización está determinada por varios factores. Uno de ellos es la relación agua/polvo utilizada. Cuanto mayor sea, menor será la cantidad de cristales que se forman por unidad de volumen y más lento será el fraguado. Lo inverso se produce con mezclas con baja relación agua/polvo.

También la mezcla durante demasiado tiempo o excesivamente vigorosa o rápida rompe los cristales en formación creando nuevos núcleos de precipitación y acelerando el fraguado. Asimismo, la presencia de yeso ya fraguado, por ejemplo incorporado por restos de una mezcla anterior, presentes en el instrumental que no se limpió adecuadamente, también produce una aceleración del fraguado.

Cuadro 20-2. *Relación agua/polvo y resistencia compresiva en yesos*

Tipo	*Relación A/P*	*MPa*
Taller	0,45	13
	0,50	11
Piedra	0,30	21
	0,50	11
Piedra mejorado	0,24	38
	0,50	11

La elevación de la temperatura acelera la transformación química del hemihidrato en dihidrato y por ello acelera el fraguado. Sin embargo, también hace disminuir la solubilidad del hemihidrato y, por eso, cuando se superan los 50° C comienza a disminuir su efecto y producirse un descenso en la velocidad de endurecimiento.

La velocidad de disolución del hemihidrato puede ser modificada con la incorporación en el polvo (o en la mezcla) de sustancias que la faciliten o la dificulten. Las primeras, obviamente, aceleran el proceso de fraguado (*aceleradores*) y las segundas lo retardan (*retardadores*).

En la formulación industrial de los yesos, los aceleradores y retardadores se utilizan para adecuar los tiempos de trabajo y de fraguado final a las necesidades del trabajo odontológico.

Así, se incorpora por lo general sulfato de potasio, que acelera notablemente la disolución del hemihidrato y con ello la velocidad de fraguado. Esto es conveniente, pero reduce de manera muy significativa el tiempo de trabajo. Para contrarrestar su acción se incorpora también con frecuencia bórax (borato de sodio hidratado) que, al depositarse sobre el hemihidrato y dificultar su disolución, producen el efecto inverso (demora la reacción y permite disponer de tiempo de trabajo).

Estos modificadores químicos de la velocidad de fraguado también son utilizados por su efecto beneficioso sobre las variaciones dimensionales que se produce durante el endurecimiento.

Cambios dimensionales de fraguado

Para que el modelo sea satisfactorio no deben producirse cambios dimensionales significativos como consecuencia de las reacciones químicas que producen el fraguado del yeso.

En función de la densidad de las sustancias reaccionantes (hemihidrato y agua) y la del producto final (dihidrato) puede establecerse que el volumen final (el del material fraguado) es menor que el inicial (el determinado por la suma del volumen del polvo y el agua utilizados en la reacción química). Sin embargo, como, por las razones ya analizadas, se utiliza mayor cantidad de agua que la estequiométricamente indicada, en la realidad se observa una expansión como consecuencia del endurecimiento del yeso.

Esa expansión se produce como resultado del choque, crecimiento y empuje recíproco de los cristales de dihidrato. Una manera de lograr que los valores de expansión no sean excesivos, conspirando así contra la exactitud dimensional del modelo, es tratar de modificar su forma (hacerlos más gruesos y cortos). La incorporación de sustancias como el sulfato de potasio y el bórax, que permiten regular la velocidad de fraguado, pro-

ducen este efecto. Así, con ello, se logran productos no sólo con adecuado tiempo de trabajo y fraguado sino también con adecuada exactitud dimensional.

Debe tenerse presente que la incorporación de núcleos de cristalización adicionales (p. ej., por mezcla excesiva o por incorporación de partículas de mezclas anteriores de yeso ya fraguado) aumentará la expansión, ya que habrá más cristales que se empujarán uno al otro.

Otro aspecto de interés es que el contacto con agua de una mezcla durante el fraguado hace aumentar la expansión. Esto se debe a que el agua se introduce en la mezcla y permite un mayor crecimiento de los cristales. Esta expansión, *higroscópica*, debe evitarse manteniendo el yeso fuera de contacto con agua adicional mientras se produce el fraguado.

Composición de los productos comerciales

Los productos comerciales contienen hemihidrato (de diferentes clases según sea de tipo taller, piedra o piedra mejorado, como ya se indicó) y aceleradores y retardadores para regular la velocidad y los cambios dimensionales de endurecimiento. También incluyen pequeñas cantidades de dihidrato para que actúen como primeros núcleos de cristalización; así se hace al producto menos sensible a la formación eventual de nuevo dihidrato por contacto con humedad durante el almacenamiento. Además, es habitual que incluyan colorantes para diferenciar los distintos tipos de un mismo fabricante.

Algunos yesos piedra mejorados incluyen agregados que, al facilitar la posibilidad de mojar las partículas, permiten disminuir más la relación agua/polvo y aumentar la resistencia final.

También existen productos que contienen desinfectantes para reducir la posibilidad de contaminación del ambiente de trabajo con microorganismos que podrían haber sido transferidos de la impresión.

Manipulación del yeso

Almacenamiento del polvo

Es conveniente conservar el polvo en algún recipiente de cierre hermético que lo proteja de la humedad. Conviene también agitar el envase antes de abrirlo para distribuir de manera uniforme las partículas de diverso tamaño.

Instrumental

Se utiliza habitualmente una taza de goma o material similar de fondo parabólico (facilita la limpieza) y una espátula metálica no muy flexible. Como ya se indicó, el instrumental no debe tener restos de mezclas que afecten el fraguado y los cambios dimensionales.

Existen dispositivos para mezcla mecánica y también para realizar la mezcla con presión ambiente negativa ("al vacío") para disminuir la presencia de porosidad.

Proporción de agua y polvo

Debe usarse la proporción indicada para el tipo de producto que se esté empleando. Cuando se quiere seguridad en el trabajo (p. ej., al obtener modelos de alta resistencia), conviene medir el agua y pesar el polvo. En trabajos que demanden menos precisión puede intentarse el trabajo sin medir el agua y el polvo de la manera que se indica más adelante.

Incorporación del polvo al agua

No es conveniente atrapar aire, pues provoca porosidad adicional que debilita el yeso fraguado. Para evitarlo debe incorporarse poco a poco el polvo al agua ya colocada en la taza.

Si el agua y el polvo no se han medido, se incorpora éste poco a poco hasta observar que comienza a "aflorar" en la superficie. En este momento puede considerarse que se tiene la relación agua/polvo adecuada.

Mezcla

Debe hacerse con cierto vigor, especialmente cuando se utilizan relaciones agua/polvo bajas (yesos piedra y piedra mejorado) hasta obtener una mezcla sin grumos y con todo el polvo incorporado al agua. El tiempo que demanda es usualmente de entre 30 y 60 segundos.

Una vez que se ha iniciado la mezcla, cualquier incorporación adicional de polvo o agua produce aumento de porosidad, que debilita el modelo resultante.

Vibrado y vaciado

Completada la mezcla y durante el vaciado (volcado de la masa plástica llenando la impresión) conviene someterla a vibración (existen dispositivos mecánicos que ayudan) para eliminar burbujas de aire y disminuir la porosidad final.

Fraguado

En las impresiones de hidrocoloide es mejor mantenerlo en ambiente de 100% de humedad relativa (no sumergido en agua) hasta que se completa el fraguado.

Cuidado del modelo

Si es necesario sumergir el modelo terminado en agua, conviene hacerlo en agua en la que se hayan colocado trozos de yeso fraguado con alguna

anterioridad. Esto asegura una solución saturada y que no se produzca disolución del yeso del modelo y alteración de su superficie.

Otros materiales para modelos

La gran mayoría de los modelos son confeccionados en alguna forma de yeso. En contadas ocasiones se pueden emplear otros materiales. Dentro de ellos, los más comunes son los de base orgánica, constituidos por moléculas con capacidad de polimerizar como las epóxicas.

Estos materiales, que se preparan mezclando un componente denominado generalmente "base" (p. ej., conteniendo la molécula epóxica) con uno denominado "reactor" (p. ej., conteniendo una diamina), se endurecen mediante una reacción de polimerización. Esto hace que, a diferencia de lo que se produce en los yesos, experimenten una pequeña contracción.

También se diferencian de los yesos en que tienen una menor fragilidad (los yesos, como cerámicos, son muy frágiles). En algunas situaciones clínicas, esto puede representar una ventaja de interés. Aunque se utilizan poco, es posible obtener modelos, especialmente de piezas dentarias individuales con preparaciones dentarias destinadas a recibir restauraciones confeccionadas fuera de la boca (restauraciones rígidas).

También es posible obtener troqueles con superficie metálica depositando un elemento de esa naturaleza, por ejemplo, cobre sobre una impresión. La técnica utilizada para ello es la galvanoplastia y se basa en el fenómeno de la electrólisis que se describe en función de las denominadas leyes de Faraday.

Ejercitaciones

- Describa la estructura del mineral conocido con el nombre de *yeso*.
- Analice las formas industriales de obtención de sulfato de calcio hemihidratado y su repercusión en la condiciones de uso y propiedades finales de un yeso para modelos.
- Describa los cambios dimensionales que pueden producirse en el fraguado de un yeso y la forma de controlarlos.
- Enumere y justifique los pasos técnicos que se realizan para obtener un modelo de yeso a partir de una impresión.



21

Elastómeros para impresión

Como se describió en el capítulo 5, el término *elastómero* se utiliza para identificar materiales con una estructura particular. Se trata de materiales orgánicos constituidos por moléculas poliméricas con capacidad para "estirarse", "desenrollarse", "comprimirse", en definitiva, deformarse considerablemente ante tensiones. Además, por estar algo entrecruzadas (estructura de cadenas parcialmente cruzadas), pueden recuperar fácilmente su disposición original una vez que cesa la acción de la tensión.

Esta última aseveración tiene cierto margen de error. En realidad, en esta situación se repite lo analizado al describir el comportamiento general de los materiales para impresión conocidos como "elásticos". También en este caso, el cumplimiento de la ley de Hooke no es absoluto. La deformación permanente, plástica o residual, luego de la acción de una tensión está relacionada con el tiempo durante el cual esa tensión actúa. Asimismo, la recuperación después de la deformación es mayor (la deformación permanente es menor) si se evalúa algún tiempo después de retirada la tensión.

Un elastómero es, entonces, un polímero elástico. En realidad, la palabra que lo identifica proviene de los términos *elástico* y *polímero*, puestos en ese orden según la gramática inglesa que ubica los adjetivos precediendo a los sustantivos.

Dado que el caucho vulcanizado tiene esa estructura y propiedades, puede considerarse un elastómero natural (moléculas originales que provienen de la naturaleza). Los que se obtienen a partir de moléculas generadas en laboratorios son los elastómeros sintéticos o, por su similitud de propiedades con aquél, cauchos o gomas sintéticas.

Composición general y funcionamiento

Los elastómeros que se emplean en la toma de impresiones se formulan con moléculas (en realidad, polímeros de no muy elevado grado de polime-

rización) inicialmente no entrecruzadas y de no muy elevado peso molecular. De esta manera se obtienen líquidos de variable viscosidad que, mezclados con sustancias en polvo que actúan como rellenos, constituyen una masa plástica de consistencia adecuada para cargar una cubeta y llevarla a la zona de la cavidad bucal a reproducir.

La transformación en un sólido elástico (elastómero) se logra sobre la base de reacciones químicas (de adición, condensación o apertura de anillos), que hacen que varias de las moléculas que constituyen el líquido se unan y entrecrucen. El aumento del grado de polimerización de las moléculas y su entrecruzamiento son, entonces, responsables del cambio de estado o fraguado del material, y por lo habitual son generados a través de la reacción entre sustancias químicas.

En función de ello, es común que los elastómeros para impresión sean provistos en forma de dos componentes, por lo general dos pastas. Cada una de ellas contiene las sustancias necesarias para generar esas reacciones y, como es de suponer, deben mezclarse para su empleo. El fabricante presenta ambas partes en colores notoriamente distintos para facilitar el control de la mezcla final. La presencia de un color uniforme (intermedio entre el de cada una de las partes originales) asegura que la mezcla se ha realizado de manera correcta. En cambio, la presencia de vetas o estrías de diferente color indica que la uniformidad requerida para asegurar la correcta reacción no se ha obtenido.

Esta modalidad de trabajo trae algunos inconvenientes comunes a todos los materiales que requieren una mezcla de componentes y la generación de una reacción química para conseguir transformar su estructura y propiedades. Uno de ellos está relacionado con la incorporación de aire que necesariamente trae aparejada toda mezcla en condiciones ambientales normales. La porosidad puede hacer fracasar una impresión cuando está cercana a la superficie. Si el espesor del material entre la porosidad y la superficie es muy delgado, puede "aplastarse" por efecto del peso de la masa de yeso durante su vaciado. Ese "aplastamiento" representa una deformación que se transmite al modelo correspondiente.

Esta dificultad se puede superar con dispositivos de mezcla mecánica que disminuyen la cantidad y, en especial, el tamaño de los poros existentes en la masa. En la actualidad hay varios productos comerciales con estos sistemas de mezcla.

Por otro lado, al iniciar la mezcla comienza la reacción y, por ello, el profesional no debe demorar más de lo necesario la ubicación del material sobre la zona a reproducir. Si lo hace cuando la reacción ha avanzado lo suficiente para comenzar a generar un elastómero (cuando han empezado a generarse características de sólido elástico), se verá obligado a ubicarlo con cierta presión que genera deformación. Al retirar la impresión, la consiguiente recuperación elástica produce distorsión (cambio de forma) de la impresión y la pérdida de la exactitud dimensional buscada.

Hay algunos elastómeros para impresión comercializados en los que la reacción de polimerización y entrecruzamiento se activa físicamente por medio de una luz de alrededor de 470 nm de longitud de onda. Como se podrá suponer, éste es el mismo principio utilizado en los materiales fotocurables para restauraciones (Sección II). De esta manera se evita la necesidad de mezcla y, por consiguiente, se reduce la posibilidad de formación de porosidad. Además, se dispone de un tiempo de trabajo prácticamente ilimitado y se disminuyen las posibilidades de cometer el citado error por demora en ubicar el material en posición.

Estos productos no han llegado a ser de uso generalizado, sobre todo porque resulta difícil lograr cubetas que garanticen una adecuada llegada de la energía radiante al material, lo que puede impedir su completa transformación en un elastómero de propiedades elásticas convenientes.

Consistencia de los elastómeros para impresión

La cantidad de relleno incorporada en la composición puede variar y así pueden obtenerse productos de consistencia diferente entre extremos bastante distantes. Cuando la cantidad de relleno es elevada (puede llegar a constituir más del 75% de la masa del material), la consistencia obtenida es de alta "viscosidad" (en realidad es algo un poco más complejo que una simple propiedad viscosa) y se describe al producto como "pesado" o aun "extrapesado" o de consistencia de "masilla" (*putty*, en inglés).

Con un material de estas características, se puede tomar la impresión colocando la masa plástica en una cubeta que deje un espesor de varios milímetros de material, ya que no existen riesgos de que fluya por fuera de ella y no se adapte a la zona a reproducir. A cambio de esta ventaja, la capacidad de reproducir detalles es reducida.

Cuando, por el contrario, la cantidad de relleno es menor (puede llegar a representar menos del 25% de la masa total), la consistencia es fluida o "liviana" o aun "extraliviana". En este caso, la cubeta debe asegurar que sólo una delgada capa de material sea confinada contra la zona a reproducir para que no fluya más allá de ella. Se debe, por eso, emplear una cubeta "individual" (confeccionada a medida, como se analizará en el cap. 23) o bien como complemento de una impresión tomada previamente con un producto más "pesado".

Muchas veces esos productos muy "livianos" son llevados a la zona a reproducir en una jeringa (elastómeros de tipo "jeringa") con la que se lo deposita en zonas a reproducir, como pueden ser cavidades preparadas en los dientes o un conducto radicular preparado de manera conveniente.

Existen también elastómeros para impresión en los que, por medio de la selección de moléculas de características especiales y rellenos del tamaño de la partícula y composición adecuadas, se obtienen condiciones de tixotropía. Esto significa que la mezcla puede comportarse como una masa plástica de alta fluidez cuando es sometida a mucha presión (p. ej., al aplicarla con una jeringa), pero de no tan alta fluidez (no tan "liviana") cuando la fuerza que se aplica sobre ella se distribuye generando menor presión (p. ej., al distribuirla sobre la superficie de una cubeta). En algunas presentaciones comerciales se hace referencia a este tipo de productos como "mono-

fásicos" a pesar de que el término no es correcto desde el punto de vista de su estructura.

Cada una de estas formas de presentación en función de la consistencia puede obligar al empleo de una técnica diferente para preparar el material. Los materiales de muy alta consistencia ("masilla") son mezclados amasando con las manos las pastas en que son provistos. Los de mayor fluidez, en cambio, suelen ser mezclados sobre una superficie lisa (loseta o bloque de papel impermeable) con una espátula.

También se proveen elastómeros en envases que se ubican en dispositivos mezcladores. La mezcla se logra accionando un pulsador o gatillo que hace que las pastas se desplacen por un tubo con un helicoide. Durante ese desplazamiento se produce la mezcla. La ventaja de este sistema está en la disminución de la cantidad y, especialmente, del tamaño de las porosidades que se generan y, por otro lado, el ahorro de tiempo. Esto último se logra ya que la mezcla se transfiere directamente a la cubeta o a la zona a impresionar. Se disminuye así la posibilidad de alteraciones dimensionales motivadas por el avance de la polimerización.

En cada caso hay que seguir las instrucciones del fabricante para establecer las proporciones en las que se deben utilizar las partes a mezclar y la técnica para hacerlo.

En definitiva, el odontólogo debe disponer de elastómeros para impresión de consistencias diferentes para poder ejecutar los pasos técnicos que las diversas situaciones clínicas demandan.

Estructura química de los elastómeros para impresión

Hay diferentes moléculas que pueden ser utilizadas para constituir elastómeros para impresión. En la actualidad, y teniendo en cuenta la naturaleza de esas moléculas, se reconoce la existencia de elastómeros que son siliconas por condensación, siliconas por adición, poliéteres y mercaptanos (o polisulfuros). Los de uso más frecuente son los elastómeros de silicona y, por eso, se hará un análisis más exhaustivo de ellos.

Siliconas

Las siliconas son materiales constituidos por moléculas con un "esqueleto" de átomos de silicio unidos unos a otros por medio de átomos de oxígeno (fig. 21-1). El tamaño de las moléculas (el valor de "n" en la fig. 21-1), al igual que la composición de los grupos "R", determinan las propiedades del material final.

Así, con "n" de valor reducido se obtienen los denominados aceites de silicona de fluidez variable. Con "n" más elevados se consiguen las grasas y las cremas de siliconas. Estas sustancias se emplean como lubricantes y también en cosmética.

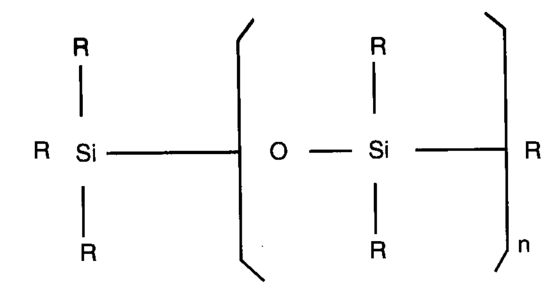


Fig. 21-1. Esquema de una molécula de silicona.

Cuando se combina un "n" elevado con cierto entrecruzamiento entre las cadenas poliméricas, el resultado es un elastómero de silicona. Por su biocompatibilidad, estos elastómeros encuentran muchas aplicaciones médicas y odontológicas en diversos tipos de prótesis.

La base de las siliconas que se utilizan en la toma de impresiones en odontología está constituida por un líquido (en realidad puede ser considerado un aceite de silicona) combinado con un relleno en polvo como la sílice (dióxido de silicio). Como ya se mencionó, la cantidad de este último puede variar para lograr así, en este caso, siliconas de diferente consistencia.

Junto con esta composición "base" es provista otra composición (generalmente otra pasta denominada "reactor") para poder, mediante la mezcla de ambas, generar el aumento del grado de polimerización y entrecruzamiento necesarios para el fraguado del material. Según el mecanismo químico utilizado para estas reacciones, se diferencian dos tipos de siliconas para impresión de uso odontológico: siliconas por condensación y siliconas por adición.

Siliconas por condensación

En estas siliconas, la molécula base es una molécula de silicona con grupos laterales alquílicos (metilo) y terminales oxidrilo. Esa molécula está polimerizada hasta un grado suficiente para generar un líquido o aceite. Puede ser descrita como un polidimetil-silanodiol.

Para producir el fraguado se la combina con un "reactor" (por lo común envasado en otra pasta, aunque puede ser un líquido, lo que hace algo más difícil la mezcla) que contiene un silicato tetraalquílico (p. ej., silicato de etilo).

La mezcla hace que los grupos alquílicos (etílicos) se condensen con los grupos oxidrilo terminales formando alcohol. La valencia que queda libre en cada extremo de cadena de cada molécula de silicona se une a la valencia que le ha quedado libre al silicato. Como éste reacciona con cuatro cadenas simultáneamente a través de sus cuatro grupos alquílicos, se logra como resultado "agrandar" y entrecruzar las moléculas de silicona, con lo que se obtiene el elastómero buscado. Para que la reacción se produzca con rapidez y eficacia, el componente "reactor" incluye un acelerador que por lo general es un octanoato de estaño.

Cuadro 21-1. *Composición básica de las siliconas para impresiones*

Por condensación		*Por adición*	
Base	Catalizador	Pasta A	Pasta B
Silicona (con OH) Relleno SiO_2	Octanoato de Sn Silicato de etilo	Polivinilsiloxano Rellenos	Silicona "hidrogenada" Rellenos

En el cuadro 21-1 se muestra la composición típica de una silicona por condensación y en la figura 21-2, el proceso de reacción en forma esquemática.

Debe destacarse que el resultado final es la obtención no sólo de elastómero de silicona, sino también de un subproducto: alcohol. Precisamente por ello se habla de una reacción por condensación.

Este detalle es de importancia práctica, ya que ese alcohol está presente en la masa de la impresión y se evapora en función de tiempo. Al hacerlo, la impresión experimenta una contracción y se ve afectada la exactitud dimensional.

En algunas situaciones técnicas puede resultar conveniente demorar el vaciado del yeso y la confección del modelo para permitir la evaporación del alcohol y los concomitantes cambios dimensionales. En otras situaciones puede no ser conveniente hacerlo. El profesional debe estar atento a ello y modificar su técnica según el caso clínico.

Para obviar las posibles consecuencias negativas de la formación y posterior evaporación de alcohol se han desarrollado las otras siliconas para impresión.

Siliconas por adición

En estas siliconas, las moléculas que, junto con partículas cerámicas de relleno, constituyen la pasta base tienen grupos terminales vinílicos (con dobles ligaduras) en lugar de grupos oxidrilo. Por ese motivo, también son conocidas comercialmente como *vinil siliconas* o *siliconas vinílicas*.

Se recordará que esos grupos son los que permiten producir reacciones de adición a partir de la apertura de dobles ligaduras y sin la formación de subproductos.

Para lograr esa reacción, se prepara la mezcla con otra pasta que contiene, también juntamente con relleno, una silicona con átomos de hidrógeno

CH_3, OH Si, CH_3 — (O — Si (CH_3, CH_3))$_n$ — O [H + C_2H_5O] — Si — [$(OC_2H_5)_3$]

Fig. 21-2. Esquema de reacción en una silicona de polimerización por condensación.

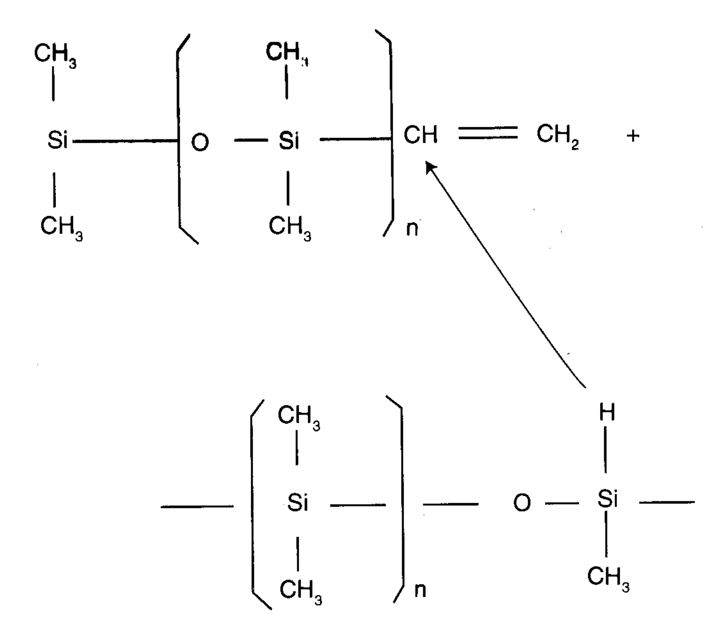


Fig. 21-3. Esquema de reacción en una silicona de polimerización por adición.

en algunos laterales (se puede hablar de una silicona hidrogenada). Con la acción de un acelerador, que habitualmente es un compuesto de platino como el ácido cloroplatínico, se logra el traslado de átomos de hidrógeno a las dobles ligaduras que así se abren. Las valencias libres que se producen en los grupos vinílicos se saturan con las que dejaron vacantes los hidrógenos y, de esta manera, las moléculas originales quedan unidas y entrecruzadas. El resultado es la formación del elastómero que permite retirar la impresión de la boca. En el cuadro 21-1 se muestra la composición básica de una silicona por adición y en la figura 21-3 puede observarse el proceso de la reacción descrita en forma esquemática.

Si bien no se producen subproductos, debe tenerse en cuenta que, durante el proceso, es posible que algunos átomos de hidrógeno escapen antes de combinarse. Como la reacción no necesariamente termina en su totalidad al producirse el fraguado, no debe efectuarse el vaciado del yeso hasta después de algún tiempo (por lo menos una hora o más). Si no se procede de este modo, puede aparecer porosidad en la superficie del modelo por la acción del gas hidrógeno.

Algunos fabricantes de siliconas por adición incluyen en la fórmula sustancias capaces de absorber hidrógeno para evitar este inconveniente. Sin embargo, como esa liberación no produce ningún cambio dimensional significativo, no existe contraindicación en demorar la operación de vaciado. Esa demora, en teoría, puede ser indefinida ya que, una vez completada la reacción, no se produce ningún cambio dimensional adicional.

Otro detalle de importancia relacionado con la reacción por adición es que puede verse interferida por diversos contaminantes. Los componentes

de algunos guantes utilizados en el trabajo odontológico y algunos medicamentos o materiales que pueden estar presentes en la boca del paciente pueden impedir que se complete convenientemente la reacción. Esto significa que no se alcanzarán las características mecánicas y de elasticidad necesarias para evitar que la impresión se rompa o se deforme al retirarla de la boca. Es necesario estar atentos a la presencia de esas sustancias y tomar las precauciones necesarias para evitar fracasos en la toma de impresiones con este tipo de material.

Siliconas "hidrófilas"

Las siliconas son, por naturaleza, materiales que no tienen afinidad con el agua. Esto trae inconvenientes en el momento de la toma de la impresión y en el momento de la realización del vaciado del yeso.

Cuando la zona a reproducir tiene humedad (y en muchas zonas de la boca, como la zona gingival de los dientes, es casi imposible que no sea así), la mezcla de silicona puede no fluir convenientemente sobre ella para reproducirla. La impresión no tiene la fidelidad de reproducción requerida. También puede tener dificultad la mezcla de yeso con agua para fluir sobre la superficie de una impresión de silicona y copiar sus detalles.

Para obviar estos inconvenientes, casi todas las siliconas para impresión modernas, y especialmente las que son por adición, tienen incorporadas en la composición sustancias tensioactivas. Éstas generan cierta afinidad con el agua en la superficie (de ahí que se comercialicen con los nombres de "hidrófilas" o "hidrocompatibles") y con ello se mejora la capacidad de reproducir detalles y transferirlos a un modelo de yeso.

Un detalle para tener en cuenta es que esos componentes tensioactivos pueden perderse por inmersión prolongada en líquidos como los que se usan para descontaminar las impresiones. Por lo tanto, esta operación no debe demorarse más de lo necesario.

Poliéteres

En estos materiales, la base es el polímero de un éter con grupos terminales cíclicos, grupos imino (son similares a los triángulos epóxicos pero con nitrógeno en lugar de oxígeno en un vértice). Contiene también los necesarios rellenos y reguladores de la consistencia.

El reactor que genera la apertura de los anillos, y así la polimerización y entrecruzamiento, es un sulfonato alquílico. En el cuadro 21-2 se muestra la composición típica de las pastas en que son suministrados.

La exactitud dimensional de estos materiales es muy buena ya que no forman subproductos; junto con las siliconas por adición, son los elastómeros más cercanos al cumplimiento de la ley de Hooke (más elásticos) y tienen características de afinidad con el agua que les permiten reproducir adecuadamente detalles aunque obligan a tener el cuidado de no conservar la impresión en medio acuoso durante lapsos prolongados.

Cuadro 21-2. ***Composición básica de un poliéter para impresiones***

Base	*Reactor*
Poliéter con grupos imino	Sulfonato aromático
Relleno (SiO_2)	Colorantes
Plastificante	Plastificante (ftalato)

Sin embargo, tienen el inconveniente de su rigidez (módulo elástico) relativamente elevada. En algunas situaciones clínicas esto dificulta el retiro de la impresión de la boca; obliga a hacer mucha fuerza, con lo cual puede desgarrarse el material o aun dañarse alguna pieza dentaria con soporte periodontal deficiente.

Mercaptano o polisulfuro

El componente base está constituido por una pasta que contiene un líquido de moléculas con grupos sulfhidrilo, también denominados *grupos mercaptano.* Puede ser considerado un mercaptano polifuncional (varios grupos reactivos sulfhidrilo), lo que da nombre al material, y a él se agregan los correspondientes rellenos y eventuales reguladores de la viscosidad.

La reacción se produce por condensación de dos grupos sulfhidrilo que son oxidados por un peróxido. Por lo general se utiliza para ello el peróxido de plomo que da un color castaño oscuro característico a la pasta reactora, aunque pueden usarse otros. La citada oxidación da lugar a la formación de agua (subproducto) y a la unión de moléculas a través de los átomos de azufre que quedan, cada uno, con una valencia libre. Por esta unión a través de azufre, el elastómero también es denominado *polisulfuro.* (El esquema de una reacción de polimerización por condensación de este tipo puede encontrarse en el cap. 5.)

Si bien estos elastómeros fueron los primeros utilizados en odontología para la toma de impresiones, han sido superados por los que fueron desarrollados con posterioridad.

Su mayor inconveniente es que son los que tienen un comportamiento más alejado de una real elasticidad. Las impresiones obtenidas con ellos tienden a tener menor exactitud dimensional que las que se logran con otros elastómeros.

Elastómeros e hidrocoloides

Ambos grupos de materiales "elásticos" para impresión encuentran aplicación en la práctica odontológica. En el grupo de los hidrocoloides son los reversibles los que tienen propiedades que se acercan más a lo que se necesita para lograr impresiones con fidelidad de reproducción de detalles y exactitud dimensional.

No son muy resistentes, pero eso garantiza que su ruptura es casi coincidente con el límite proporcional. Así, una impresión entera es garantía de impresión sin deformación, lo que no sucede con materiales de mucha mayor resistencia, como los elastómeros.

Como contienen agua en su composición y, por ello, tienen afinidad con ella, su capacidad de reproducir detalles y transferirlos al yeso es notoria. Sin embargo, la dificultad técnica a que obliga su forma de funcionamiento y la imperiosa necesidad del vaciado inmediato por la posibilidad de imbibición y sinéresis determina que hayan sido desplazados muy significativamente.

El alginato es bastante aceptable en muchas situaciones clínicas, pero no permite obtener ni la exactitud ni la fidelidad que se logran con otros materiales. Su simplicidad técnica y costo reducido lo hace de amplia aplicación en todas aquellas circunstancias en que lo que permite conseguir es suficiente.

Los elastómeros combinan propiedades relativamente favorables. Sin embargo, debe tenerse presente que su resistencia, más elevada que la de los hidrocoloides, hace que no sean frágiles como éstos. Por ello, al retirarlos de zonas retentivas pueden generarse tensiones que superen el límite proporcional y, en consecuencia, deformaciones permanentes. Éstas no se pueden detectar mediante la inspección de la impresión obtenida a simple vista, por lo que ella puede ser inadvertidamente inexacta.

Dentro de los elastómeros, las siliconas aparecen como el material más versátil, sobre todo en su versión por adición, si bien esto no impide que algunos profesionales puedan inclinarse por otras opciones. En cualquier caso, siempre deben ser respetados los requerimientos técnicos de cada material para que el resultado garantice la mayor confiabilidad posible en cuanto a la obtención de una reproducción fiel y exacta.

Ejercitaciones

- Describa la composición y la forma de funcionamiento básicos de un elastómero para impresiones.
- Clasifique los elastómeros para impresión en función de su presentación y composición química.
- Enumere y justifique los pasos técnicos que se realizan para tomar una impresión con un elastómero a base de silicona y obtener el correspondiente modelo de yeso.
- Compare las propiedades y posibilidades de uso de los distintos elastómeros y compárelas con las de los hidrocoloides para impresión.



22

Impresiones no elásticas

Hay un grupo de materiales disponibles con los cuales sólo es posible reproducir zonas o estructuras que no presenten retenciones o socavados, en virtud de su imposibilidad de deformarse de modo significativo. Estos *materiales no elásticos para impresiones* (a veces denominados "rígidos") pueden ser utilizados para tomar impresiones de maxilares totalmente desdentados o rebordes residuales desdentados, o bien para algunas preparaciones que se realizan en los dientes, expulsivas o no retentivas, para estar en condiciones de recibir una restauración de inserción rígida.

Con el advenimiento de los materiales elásticos que ya se han analizado en sus distintas presentaciones y consistencias, y que permiten su aplicación en todos los tipos de impresiones que el odontólogo realiza habitualmente, este grupo de materiales "no elásticos" se utiliza con poca frecuencia. Sin embargo, están indicados para algunos procedimientos, por lo que es necesario tener un somero conocimiento de ellos.

El compuesto para modelar, la pasta cinquenólica, el yeso para impresiones y la cera para impresiones forman parte de este grupo de materiales que, alcanzado el endurecimiento, no poseen las características elásticas necesarias para su utilización en todo tipo de impresiones.

Compuesto para modelar

En el capítulo 18, al describir las características generales de los materiales para impresiones, se indicó en qué consiste un mecanismo termoplástico y cómo, en función de él, un material puede lograr su plasticidad y posterior endurecimiento.

El compuesto para modelar es un material termoplástico: puede ablandarse a una temperatura superior a la bucal, lo que le permite lograr una plasticidad adecuada para tomar una impresión, y luego, al enfriarse hasta la

temperatura bucal, alcanza el endurecimiento apropiado para retirarlo de la boca. Su consistencia es "pesada", es decir, que en estado plástico permite comprimir la mucosa bucal e impresionar el soporte óseo o la inserción de los músculos en distintas zonas de los maxilares.

Para poder manifestar estas dos características, el compuesto para modelar se presenta comercialmente en estado sólido: tabletas o barritas (lápices) de distintos colores, que se ablandan en agua caliente (tabletas) o a la llama de un mechero (barras o lápices). La presencia de un material orgánico termoplástico en su composición es lo que permite lograr la plasticidad, regulada a su vez por la presencia de plastificantes y la incorporación de rellenos que, además, modifican la viscosidad o consistencia del compuesto.

Composición

De acuerdo con lo dicho antes, aproximadamente el 40% o 50% de la masa del compuesto está constituida por materiales termoplásticos orgánicos. Se pueden emplear resinas naturales como copal, kauri, goma dammar, o bien resinas sintéticas como las de indeno-cumarona.

Para emplearlo en la toma de impresiones, el compuesto de modelar debe ser capaz de alcanzar una plasticidad adecuada a una temperatura no mucho más elevada que la bucal. Se considera apropiada una temperatura de 45 °C que aleja la posibilidad de producir daños en los tejidos bucales, y el producto es satisfactorio como para copiar detalles si puede experimentar un elevado "escurrimiento" o *flow* (deformación permanente producida por la acción de una carga durante un tiempo), que indica alta plasticidad.

Por otro lado, el mismo material debe alcanzar suficiente "solidez" (posibilidad de mantener su configuración sin deformarse de manera significativa) a una temperatura no inferior a la bucal (37 °C). Sólo así puede ser retirado copiando, sin deformación, las zonas de interés. Por ello, el producto sólo es considerado satisfactorio si a 37 °C tiene reducidos valores de "escurrimiento" o *flow,* ya que ello indica escasa plasticidad y escasa posibilidad de deformación.

Como puede notarse, el mismo material debe cambiar de modo muy significativo en sus propiedades con un cambio relativamente pequeño de temperatura, 8 grados centígrados (45-37 °C).

Esta característica se alcanza incorporando en la composición una sustancia que si está en estado líquido actúa como plastificante. Recuérdese que, en los materiales orgánicos, un plastificante es una sustancia que, ubicándose entre las moléculas, impide o disminuye la posibilidad de atracción entre ellas. Así es posible que se movilicen con cierta facilidad permitiendo la fácil deformación permanente del material ante tensiones relativamente bajas.

El componente empleado con esa finalidad en el compuesto de modelar es el ácido esteárico comercial (químicamente, una mezcla de ácidos esteárico, palmítico y oleico), que es incorporado en una proporción de alrededor del 3% al 5%. Esta sustancia se funde (se hace líquida) a temperaturas de alrededor de 40 °C. La temperatura exacta depende de la cantidad relativa de cada uno de esos ácidos (p. ej., a mayor proporción de oleico, menor temperatura de fusión).

Cuadro 22-1. ***Composición básica del compuesto de modelar***

Componente	*Función*
Ceras, resinas	Termoplasticidad
Ácido esteárico comercial	Plastificante (se funde a alrededor de 40 °C)
Tiza francesa (esteatita)	Relleno
Talco o bórax	Facilitan la manipulación
Rouge u otros	Colorantes

En el uso odontológico, cuando se calienta el material, se produce la fusión del ácido esteárico comercial y se obtiene alta plasticidad (alto escurrimiento) a la temperatura suficiente para llevarlo a la boca de un paciente y tomar una impresión (45 °C). Por enfriamiento posterior, hasta la temperatura bucal (37 °C), ese mismo ácido se solidifica. Al hacerlo, pierde la posibilidad de actuar como plastificante y el compuesto pierde sustancialmente su plasticidad (la posibilidad de escurrimiento se reduce a una mínima expresión). Este interesante mecanismo permite el empleo del material, pues es el responsable de la ya mencionada transformación de propiedades entre 45 °C y 37 °C.

La composición del compuesto de modelar se completa con algún relleno basado en talco, esteatita o tiza francesa o tierra de diatomeas, que representan entre el 40% y el 50% de la masa total. Estos rellenos mejoran la viscosidad del material a temperaturas superiores a la de la cavidad bucal y su rigidez a bajas temperaturas.

Por último, se incorporan pigmentos o colorantes que en algunos productos comerciales permiten indicar distintas temperaturas de ablandamiento. Por lo general, las tabletas de compuesto son de color marrón oscuro o rojo oscuro y las barritas o lápices, que suelen ablandarse a menor temperatura, son de color verde.

En el cuadro 22-1 se resumen estos aspectos de la composición del material.

Manipulación

Para tomar la impresión de un maxilar desdentado con compuesto para modelar, se usa la presentación en tabletas y una cubeta lisa de tamaño y forma adecuados al maxilar a impresionar. El compuesto se coloca en un recipiente con agua a alrededor de 65 °C (mantenida preferentemente a esa temperatura por medio de un termostato regulador). Es conveniente que la superficie interna esté recubierta con un lienzo para evitar que el material, al ablandarse, se pegue a él.

Se colocan una o más tabletas de material y, por acción de la temperatura, el compuesto se ablanda (efecto del ácido esteárico comercial que actúa como plastificante en esta condición). En este momento debe ser "amasado", para homogeneizar la temperatura en todo el material, ya que de no hacerlo así y por su baja difusividad térmica determinada por su naturaleza orgánica tardaría mucho en lograrse uniformidad en la plasticidad alcanzada.

La masa plástica así obtenida se coloca en la cubeta seleccionada, que es conveniente calentar en su superficie interna puesto que así se logra adherir el compuesto a ella.

Antes de llevar el conjunto a la cavidad bucal puede pasarse la superficie del compuesto rápidamente por el calor de la llama de un mechero para lograr brillo y lisura pero cuidando de no quemar el material. Luego se deja que el compuesto alcance alrededor de 45 grados, tolerables por los tejidos bucales (sólo hay que sumergirlo brevemente en agua), y entonces se impresiona llevando la cubeta, se presiona sobre ella para que el material fluya y copie la zona de interés y, manteniéndola firmemente en posición, se espera hasta que "endurezca" al alcanzar la temperatura bucal y pueda ser retirado.

Debe tenerse presente que las partes más externas, las que están en el borde de la cubeta, se endurecerán antes que las zonas que estén en contacto con la mucosa, por lo que es aconsejable aguardar un tiempo antes de proceder al retiro de la impresión.

Cuando se utilizan barritas o lápices de compuesto, éstos se ablandan a la llama de un mechero. El procedimiento debe hacerse con sumo cuidado, tratando de no sobrecalentar el material para evitar la ignición o la volatilización de sus componentes. El compuesto en barritas suele utilizarse para corregir una impresión ya tomada con compuesto en tabletas o para impresionar la inserción de frenillos y haces musculares que se encuentran en el maxilar superior o en la mandíbula.

Una vez tomada la impresión, deberá ser descontaminada, sumergiéndola durante 10 a 15 minutos en una solución de hipoclorito, o de yodopovidona, o de glutaraldehído.

La obtención del modelo debe hacerse lo más rápidamente posible después de estas operaciones. Como el compuesto debió ser presionado para que copie detalles y se debió mantener bajo presión durante su transformación (solidificación del plastificante - [ácido esteárico]), quedan en su estructura tensiones mecánicas "congeladas". El tiempo hace que esas tensiones se liberen produciendo una distorsión (modificación en la forma) en la impresión. El resultado es la obtención de una reproducción sin la exactitud dimensional requerida.

Propiedades

En un material termoplástico como el compuesto para modelar interesan sus propiedades térmicas. En tal sentido, ya se hizo mención a su mala conductividad y difusividad térmicas y sus implicaciones en su manipulación. Los bajos valores de difusividad térmica del compuesto determinan los tiempos para su trabajo (amasado, impresión y retiro de la boca). Pero además, la estructura orgánica de su componente fundamental (resinas) determina que el compuesto posea un elevado coeficiente de variación dimensional térmica ($300\text{-}400 \times 10^{-6}$). En la práctica, esto determina que su estabilidad dimensional se verá afectada por una contracción al ser sometido a distintos cambios de temperatura, especialmente al retirarlo de la cavidad bucal a 37 grados y llevarlo a la temperatura ambiente para realizar el modelo.

Ya se citó que, al ser sometido a distintas cargas o tensiones durante su manipulación, el compuesto tiende a relajarlas o a liberarlas en función del tiempo, lo que ocasiona distorsión (cambios de forma por liberación de tensiones inducidas). Desde el punto de vista práctico, esto implica la necesidad de realizar el modelo o vaciado dentro de por lo menos la primera hora.

La posibilidad de experimentar deformaciones bajo cargas constantes, denominada *flow* o escurrimiento, es una propiedad del compuesto que puede traducirse en una ventaja o en un inconveniente. En efecto, a 45 grados, durante la toma de la impresión, el *flow* del compuesto le permite "escurrirse" por toda el área a reproducir; por lo tanto, es necesario que a esa temperatura sea elevado (85% como mínimo cuando se lo evalúa en condiciones estandarizadas para el ensayo mecánico). Por otra parte, a 37 grados, al retirar la impresión y ejercer una carga sobre el material ya endurecido, sería ideal que el *flow* o escurrimiento fuese nulo. Sin embargo, esto no es así ya que se admite que el compuesto pueda experimentar como máximo un 6% (en esa mismas condiciones estandarizadas), que se estima poco importante en relación con la deformación que podría experimentar una impresión. Estos conceptos podrían resumirse indicando que el compuesto para modelar es un material para impresiones, termoplástico, no elástico y pesado, que experimenta cambios dimensionales en virtud de sus propiedades térmicas (contracción) y mecánicas (distorsión) y que, por su viscosidad, no puede reproducir con fidelidad detalles que sí reproducen otros materiales que pueden complementarlo.

Pasta cinquenólica

Al resumir las características del compuesto para modelar, se mencionó la existencia de otros materiales que pueden complementarlo para lograr una mejor reproducción de detalles. Este procedimiento consiste en tomar una impresión con compuesto y luego reimpresionar con otro material muy fluido colocado sobre esa impresión o en una cubeta individual confeccionada a partir de la primera impresión con compuesto (véase cap. 23).

Para ello es necesario contar con un material que al endurecerse conserve todas sus propiedades de reproducción y sea lo suficientemente resistente en espesores delgados. Aunque es posible hacerlo con elastómeros, también puede utilizarse un material no elástico conocido como pasta cinquenólica.

Esta pasta constituye una aplicación de la mezcla del óxido de cinc con el eugenol para poder tomar una impresión. El producto de reacción del óxido de cinc con el eugenol se analizó en el capítulo 11 al describir los cementos de uso en restauraciones plásticas.

En este caso, mediante el agregado de distintas sustancias, se logra un material de plasticidad apropiada para tomar una impresión, capaz de endurecerse mediante una reacción de fraguado, y de excelente estabilidad dimensional y reproducción de detalles.

Cuadro 22-2. *Composición básica típica de una pasta cinquenólica*

Base	*Reactor*
Óxido de cinc	Eugenol
Aceites inertes	Resinas
	Aceites
	Rellenos
Cloruro de magnesio	Acelerador

La presentación comercial de la pasta cinquenólica es en dos pastas de colores contrastantes para facilitar el control de la obtención de una mezcla uniforme entre ambas, envasadas en otros tantos tubos colapsables. Una de las pastas contiene el óxido de cinc que al, ser un polvo, tiene aceites para lograr una pasta, denominada "pasta base". Es habitual también incorporar en esta pasta una resina (resina hidrogenada, por lo general) para mejorar sus cualidades de manipulación y propiedades.

La otra pasta contiene eugenol que, al ser líquido, requiere la incorporación de rellenos (sílice) para lograr una pasta. Ésta suele denominarse *aceleradora* o *reactora* y también es común que incluya otras sustancias como aceites minerales y vegetales, bálsamos para disminuir el efecto irritante del eugenol sobre la mucosa bucal y resinas. Ambas pastas pueden incluir estas resinas, para mejorar las cualidades de manipulación y propiedades. Como la reacción de endurecimiento es lenta, se incorpora, por lo general en la pasta reactora, un acelerador, que puede ser cloruro de magnesio o cloruro de calcio, o bien acetato de cinc. La composición se resume en el cuadro 22-2.

Manipulación y reacción de endurecimiento

Para tomar una impresión con pasta cinquenólica es necesario recordar que este material se debe utilizar en espesores delgados. Ello se logra a través de la reimpresión de una impresión tomada con compuesto para modelar o mediante el uso de una cubeta individual. Ésta se fabrica sobre un modelo del caso a impresionar, convenientemente ajustada o espaciada para el espesor de material apropiado.

De todos modos, se dispensan longitudes iguales de ambas pastas sobre una loseta de vidrio o mejor sobre un bloque de papel no absorbente (así se evita la necesidad de limpieza posterior de la loseta). El fabricante calibra el diámetro del orificio de salida de los envases (tubos) para que, con esas longitudes iguales, se obtenga la relación entre los componentes más apropiada para el logro de la velocidad de reacción y propiedades finales más convenientes.

La mezcla se realiza vigorosamente con una espátula durante alrededor de un minuto hasta obtener una masa de consistencia fluida y de color uniforme (sin vetas de una pasta sobre la otra).

Inmediatamente se lleva la mezcla a la cubeta individual o sobre la impresión previa de compuesto y se toma la impresión, manteniéndola bajo ligera presión en la cavidad bucal hasta que se haya producido el endurecimiento

o fraguado del material. Luego se procede a su retiro, posterior descontaminación por los medios habituales y confección del modelo o vaciado.

El tiempo de fraguado constituye una importante propiedad del material. Se consideran dos tiempos de fraguado: uno inicial, de 3 a 6 minutos o tiempo de trabajo, durante el cual se prepara la mezcla, se lleva a la cubeta y se impresiona, y un tiempo de fraguado final que no debe exceder los 10 minutos, tras el cual la impresión se retira de la cavidad bucal.

El tiempo de fraguado lo regula el fabricante, al incorporar aceleradores y/o retardadores a las pastas. Sin embargo, el operador puede modificarlo con el agregado de una gota de agua o de alcohol etílico, que actúan acelerando la reacción, o bien mediante el agregado de vaselina o algún aceite, que retardan la reacción. Pero, la manera más sencilla y práctica de acelerar o prolongar el tiempo de fraguado es calentando o enfriando la superficie de mezcla (loseta). La segunda opción es de utilidad en ambientes de elevada humedad y/o temperatura ambiental aunque debe cuidarse de no llevarla por debajo del "punto de rocío", ya que en ese caso la condensación de humedad y su incorporación a la mezcla provoca aceleración del fraguado.

La pasta cinquenólica se considera un material para impresiones de adecuada estabilidad dimensional. Por tratarse de un material que se endurece a través de una reacción ácido-base, puede experimentar a lo sumo una leve contracción (0,1%) que se considera despreciable. De todas maneras, conviene realizar el modelo (vaciado) dentro de la primera hora de tomada la impresión, por los eventuales cambios dimensionales que puedan experimentar el compuesto para modelar sobre el que se reimpresionó o el material de la cubeta individual.

La separación del modelo de yeso de la impresión con pasta cinquenólica debe realizarse sumergiendo todo en agua caliente durante unos minutos, para que se ablande la resina que tiene incorporada la pasta y ésta pueda separarse del yeso con facilidad.

El eugenol que contiene este material suele producir irritaciones y reacciones alérgicas en algunos pacientes, así como sensaciones desagradables por su olor y sabor. Por eso, en algunos productos comerciales, el eugenol es reemplazado por otros agentes capaces de lograr la formación de una pasta fraguable. Algunos ácidos grasos producen una reacción de saponificación con el óxido de cinc, lo que da una masa fraguable (jabón insoluble).

Resumiendo lo expuesto, puede establecerse que la pasta cinquenólica es un material para impresiones rígido y fraguable, de naturaleza cerámica, que se debe usar en pequeños espesores y que proporciona impresiones de excelente fidelidad de reproducción y estabilidad dimensional.

Yeso para impresiones

El yeso, que se ha analizado como material para modelos (cap. 20), rara vez se utiliza como material para impresiones. Quizás en algunas técnicas de prótesis pueda ser empleado y su uso puede asemejarse al de la pasta cin-

quenólica. Como ya se estudió, se trata de un material cerámico, iónico y policristalino, basado en sulfato de calcio hemihidratado, que al mezclarse con agua se transforma en una masa fraguada de sulfato de calcio dihidratado. Solamente se mencionará que en el yeso para impresiones el fabricante suele incorporar aceleradores del tiempo de fraguado, antiexpansivos y aditivos para mejorar el color y el sabor.

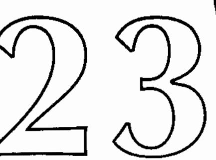
También se le incorporan sustancias, como el talco, para disminuir la resistencia. Esto es necesario para poder fracturar la impresión cuando hay que retirarla de zonas retentivas. La fragilidad típica del yeso (como de todos los materiales cerámicos) permite "reconstruir" la impresión uniendo los trozos que se habrán fracturado sin deformación permanente. Obviamente, esta técnica es engorrosa y no se justifica hoy al disponerse de los materiales "elásticos" para impresión.

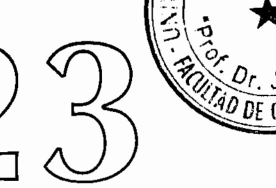
Debe tenerse presente que es necesario usar algún medio separador cuando una impresión de yeso va ser llenada (vaciado) con yeso, para evitar la unión de ambos materiales.

Como material para impresiones, el yeso debe considerarse un material cerámico rígido y fraguable, de buena fidelidad de reproducción y buena estabilidad dimensional.

Ejercitaciones

- Describa algunas situaciones en las que podría ser posible tomar una impresión con un material "no elástico".
- Identifique la composición y la forma de funcionamiento de un compuesto para modelar en su indicación para la toma de impresiones.
- Enumere y justifique los pasos técnicos que se realizan para tomar una impresión con compuesto de modelar y obtener el correspondiente modelo de yeso.
- Identifique la composición y la forma de funcionamiento de una pasta cinquenólica para impresiones.





23 Cubetas individuales

En el proceso que conduce a la confección de una prótesis, resulta imprescindible contar con un modelo que reproduzca, de manera exacta y fiel, las estructuras presentes en el paciente. Los modelos obtenidos a partir de impresiones tomadas con cubetas comerciales o de *stock* (impresiones primarias) a veces no reúnen todos esos requisitos. Por ello, en algunas técnicas, se toma una segunda impresión (impresión definitiva) con una cubeta confeccionada "a medida" para un paciente.

Ésta es una *cubeta individual* pues sirve sólo para ese caso. Se fabrica utilizando el modelo obtenido en la impresión primaria (modelo primario) y adaptando sobre él un material en estado plástico que, luego de conformado, puede endurecerse mediante alguna reacción química o por algún mecanismo termoplástico.

Una cubeta individual debe ser lo suficientemente rígida para poder contener el material para impresión que se utilice sin deformarse durante el procedimiento, es decir que debe confeccionarse con un material de módulo elástico apropiado. También debe fabricarse con un procedimiento técnico sencillo y fácil de llevar a cabo, y que esa facilidad de obtención represente un costo relativamente bajo ya que se usará solamente una vez y para un único paciente. Por todos estos requisitos se considera que el material seleccionado para fabricar una cubeta individual debe ser de naturaleza orgánica. Este tipo de material reúne las propiedades señaladas y determina el descarte de los materiales cerámicos y metálicos, de manipulación compleja y dificultosa y de mayor costo.

Teniendo en cuenta la conveniencia de la selección de materiales orgánicos para fabricar cubetas individuales, se recordará que con estos materiales se puede obtener un sólido a partir de una masa en estado plástico mediante mecanismos. Los más comunes se basan en recurrir a la termoplasticidad del material o utilizar la reacción de polimerización del componente líquido de una masa plástica obtenida a partir de su mezcla con un sólido en polvo.

Materiales orgánicos termoplásticos para cubetas

Estos materiales se adquieren en láminas de distinto espesor y tamaño, transparentes o de diversos colores. El material sólido se calienta y con ello se ablanda y puede ser adaptado sobre un modelo. Al enfriarse, vuelve a ser un sólido rígido con la forma del modelo sobre el que se aplicó.

Por lo habitual, para preparar una cubeta individual de este tipo se emplea un dispositivo que genera calor y permite ejercer una presión por "vacío"; el modelo se apoya sobre una plataforma y sobre él se coloca la lámina de material orgánico (generalmente una resina vinílica o poliestireno). Sobre el conjunto se aplica una fuente de calor que ablanda el material y, luego, por debajo de la plataforma se produce un "vacío" (presión negativa) que influye para que la presión ambiente lo adapte sobre el modelo.

Luego, y antes de que alcance su rigidez final, se recortan los excesos del material y por último, ya en estado completamente sólido (rígido), se efectúan los retoques necesarios y se pule. Las resinas empleadas para confeccionar este tipo de cubetas deben tener una temperatura de ablandamiento lo suficientemente alta para que no se ablanden a la temperatura bucal (entre 50 y 60 °C) y adecuada rigidez (módulo elástico: aproximadamente 200 MPa).

Materiales orgánicos polimerizables para cubetas

Por la facilidad de obtención y su bajo costo, así como por las propiedades adecuadas (rigidez acompañada de escasa fragilidad), estos materiales son los más utilizados, no sólo para la confección de cubetas individuales, sino también para la confección de bases de prótesis, dientes artificiales, entre otros importantes usos protésicos.

Se parte de un monómero líquido que se mezcla con un polvo para obtener una pasta (masa plástica), que se adapta o moldea sobre el modelo primario o en un molde previamente preparado y luego se hace polimerizar (curado del monómero) para obtener, finalmente, un polímero rígido. Aun cuando esta aplicación es diferente, nótese la similitud que existe entre estos monómeros y los que se emplean en la restauración de piezas dentarias afectadas por caries, analizados en la sección anterior. En aquéllos, una pasta colocada en una preparación efectuada en un diente permite realizar una restauración al hacerla endurecer mediante un mecanismo de polimerización.

Las resinas acrílicas, debido a la naturaleza de las sustancias químicas a partir de la cual se obtienen, constituyen el material que más se elige para esta aplicación.

El monómero líquido que constituye la base del material es, en casi todos los productos comercializados (por lo menos para cubetas individuales), metacrilato de metilo (2-metilpropenoato de metilo). La respectiva fórmula química se encuentra en la figura 23-1 y en su estructura puede observarse la

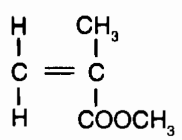


Fig. 23-1. Fórmula química del metacrilato de metilo.

presencia de una doble ligadura. Esto posibilita su polimerización por adición y la obtención de un polímero de estructura lineal. A pesar de esto, si se analiza en detalle la molécula del metacrilato de metilo, se notará que se trata de una molécula asimétrica. Ello determina la generación de uniones secundarias suficientemente fuertes entre las moléculas del polímero elaborado para obtener un sólido de rigidez adecuada y temperatura de ablandamiento suficientemente elevada (125 °C). Como es de suponer, el polímero obtenido se denomina (poli)metacrilato de metilo (comúnmente: *acrílico o resina acrílica*).

La polimerización de las resinas acrílicas puede ser activada de varias maneras. El desdoblamiento de la doble ligadura (C=C) del metacrilato de metilo, que en definitiva conduce a la obtención del polímero, se produce por la acción de radicales químicos libres generados por un agente iniciador incorporado al polvo con que se mezcla el monómero (el agente iniciador es un peróxido, habitualmente el peróxido de benzoílo). Para que la polimerización sea rápida y satisfactoria, debe activarse el iniciador, y ello se logra mediante activadores físicos o químicos.

El calor es un activador físico que puede ser utilizado, ya que el procedimiento se realiza fuera de la cavidad bucal de un paciente. Cuando la temperatura alcanza aproximadamente los 70 °C, el peróxido de benzoílo contenido en la masa de resina acrílica sometida a esa temperatura se desdobla y genera dos radicales libres por molécula. Éstos, a su vez, abren la doble ligadura del monómero de metacrilato de metilo, con lo que se inicia la polimerización que se propaga y termina tal como se describió en la Sección I. Este producto logrado por activación térmica se denomina habitualmente *termocurable* o *termopolimerizable* (resina acrílica de termocurado o termopolimerizable).

Con monómeros de estructura algo diferente y más parecida a la de los que constituyen la base de los *composites* para restauraciones (véase Sección II), se fabrican resinas para cubetas individuales en las que, mediante la aplicación de una radiación electromagnética de longitud de onda de alrededor de 450 a 475 nanómetros, se logra la activación del iniciador (en este caso una dicetona-amina). Si bien ésa es la longitud de onda necesaria para activar la polimerización (es la que absorben las cetonas y aminas), puede utilizarse una luz con todo el espectro de luz (400 a 700 nm) ya que el calor que genera no afecta las propiedades del material. Por el contrario, puede colaborar en el logro de una mejor polimerización (mayor grado de polimerización). Los productos con este esquema de funcionamiento son denominados *fotopolimerizables* o *fotocurales* (resina de fotocurado o fotopolimerizable).

Cuando se debe lograr un producto que no necesite de agentes físicos para activar la polimerización, se emplean activadores químicos. En este caso se incorporan, al monómero acrílico, aminas terciarias que, al entrar en contacto con el iniciador (peróxido de benzoílo) que está en el polvo de mezcla, lo desdoblan para originar los radicales libres que dan comienzo a la polimerización. Como es de suponer, el producto se denomina resina *autocurable* o *autopolimerizable* (resina acrílica de autocurado o autopolimerizable).

Para que el monómero (metacrilato de metilo) no se polimerice en el recipiente que lo contiene y obtenga así su estabilidad, por el riesgo de quedar expuesto al calor o a la luz durante su almacenamiento, se incorpora un inhibidor como la hidroquinona. Es interesante destacar que, habitualmente, el envase que contiene el monómero es oscuro, de color caramelo, para evitar los riesgos ya mencionados.

La pasta moldeable de resina se logra mezclando el monómero con un polvo que, en los materiales para cubetas individuales, es orgánico. Es por lo común el mismo metacrilato de metilo ya polimerizado industrialmente (por lo general en combinación con otros monómeros con los que puede copolimerizar para conseguir así propiedades de trabajo y finales más convenientes) y en forma de un polvo de finas partículas que incluye también el iniciador (peróxido de benzoílo) en el caso de los productos termocurables y autocurables. Según esta composición, el polvo que es polimetacrilato de metilo o algún copolímero en el cual el metacrilato de metilo es generalmente la base se denomina por lo general polímero y puede contener, además del iniciador, pigmentos para lograr diferentes colores en el producto final.

En los productos termocurables y autocurables, el polvo debe ser mezclado con el monómero líquido. La presentación comercial de los productos fotocurables es en forma de masa plástica (hojas o tiras de material) o sea que la mezcla del líquido con un polvo se ha realizado industrialmente. Dichas hojas se envasan en bolsas o recipientes oscuros y para polimerizarlas se emplea un dispositivo emisor de luz (mufla o cámara lumínica).

La composición típica de las resinas acrílicas para cubetas o para otros usos se resume en los cuadros 23-1 y 23-2.

Confección de una cubeta individual con resina acrílica de autocurado

Cuando se utiliza resina de autocurado, la cubeta se realiza habitualmente en forma directa sobre el modelo primario obtenido a partir de la

Cuadro 23-1. *Composición básica de una resina acrílica de termocurado*

Polvo	*Líquido*
Polímero/copolímeros	Monómero
Pigmentos	Inhibidor
Plastificantes	Agente de cadenas cruzadas
Iniciador	

Cuadro 23-2. *Composición básica de una resina acrílica de autocurado*

Polvo	*Líquido*
Polímeros/copolímeros	Monómero
Iniciador	Inhibidor
Pigmentos	Activador
Plastificantes	Agente de cadenas cruzadas

impresión primaria del caso a tratar. Por eso, es necesaria una preparación del modelo.

Una vez que se diseñó (p. ej., con lápiz tinta) el contorno que tendrá la cubeta –según el maxilar, desdentado total o parcial, y superior o inferior– y establecido si hace falta un espacio entre la futura cubeta y el modelo para dar cabida al material de impresión, se debe preparar el modelo para recibir la resina.

La mezcla de resina acrílica no debe tomar contacto directo con el yeso del modelo por dos razones:

a) porque el monómero puede penetrar dentro del yeso que es poroso y polimerizar en él (quedará totalmente pegada y no se podrá separar la resina del yeso);
b) porque el yeso contiene agua, que puede pasar a la resina y alterar sus propiedades (resistencia, dureza, rigidez).

Por lo tanto, antes de ubicar la resina sobre el modelo, éste debe recibir un separador. El objetivo de esta sustancia, como su nombre lo indica, es separar el yeso de la resina. Hay diferentes separadores que se pueden usar, pero el más común es el de "hoja líquida", que contiene básicamente un alginato soluble y agua, como se muestra en el cuadro 23-3.

Un separador de esa composición funciona como si fuera un alginato para impresiones. Al pincelar el líquido sobre el modelo de yeso, el alginato de sodio entra en contacto con una sal de calcio (recuérdese que el modelo de yeso es sulfato de calcio dihidratado) y se produce una reacción química que da lugar a la formación de un alginato de calcio insoluble que forma una delgada película o membrana sobre el modelo de yeso y actúa como separador.

Luego se procede a preparar la resina acrílica de autocurado. En un recipiente de material que no sea atacado por el monómero (un monómero co-

Cuadro 23-3. *Composición típica de un separador para acrílico*

Alginato de sodio
Glicerina
Alcohol
Fosfato disódico
Preservador
Agua

mo el metacrilato de metilo es un buen solvente orgánico), generalmente de vidrio opaco o de color caramelo, se coloca una cantidad adecuada del líquido (monómero) y se agrega polvo (polímero) hasta saturar el líquido en exceso. Se elimina ese exceso simplemente invirtiendo el recipiente y queda así una relación aproximada de 3 partes de polvo a 1 de líquido en volumen (alrededor de 2 a 1 en peso). Se mezcla con una espátula para homogeneizar la masa y se la deja "reposar", cerrando la tapa del recipiente o pote que la contiene.

Ahora, la masa está en el *período arenoso* o *granuloso*: el polvo está en suspensión en el monómero. También en este momento, por tratarse de una resina de autocurado, se está produciendo el inicio de la reacción de polimerización, ya que la amina terciaria contenida en el líquido está desdoblando el peróxido de benzoílo contenido en el polímero (polvo), lo que origina radicales libres. Transcurridos algunos minutos, al destapar el pote que contiene la mezcla se puede comprobar que, al intentar retirarla, la masa forma "hilos o filamentos". Éstos se producen porque la disolución de la superficie de las partículas del polvo por parte del líquido (hay que tener presente que el monómero actúa con un solvente orgánico) producen la unión entre ellas generando esos "hilos". En este punto, la masa está en el *período filamentoso*.

Cuando el líquido llega a disolver casi por completo las partículas del polvo, la masa se hace plástica y no pegajosa y puede ser trabajada; es el *período plástico* o *de trabajo*. Durante este período, la mezcla se debe retirar del pote, sin tocarla con las manos para que no se ensucie ni pigmente, se la amasa sobre una hoja de polietileno o papel celofán humedecido y, tras lograr un espesor uniforme de material, se la adapta cuidadosamente sobre el modelo tratando de conservar el espesor alcanzado. Una vez que se llegó a cierta consistencia, se separa el modelo, se recortan los excesos y se vuelve a colocar sobre el modelo hasta que la masa así adaptada polimerice.

Podrá notarse en este punto que la masa comienza a perder plasticidad y se hace gomosa, difícil de adaptar sobre el modelo; es el *período elástico*, durante el cual la masa no se puede trabajar o adaptar. Esto se produce porque al evaporarse el exceso de monómero de la mezcla, o por su total absorción por parte del polvo, no queda líquido para otorgar su plasticidad.

Por último, la masa de resina se endurece (*período rígido*) y la cubeta quedará conformada con exactitud si es que no se han producido deformaciones durante la polimerización. En estas circunstancias, podrán notarse los dos fenómenos anexos a toda polimerización: exotermia (calor que se genera en la masa) y contracción. Una vez polimerizada la resina, se la retira del modelo y si está correctamente preparada podrán desgastarse los excesos, redondearse los bordes y efectuar el pulido.

Un mecanismo de distorsión se genera por lo habitual por la liberación de tensiones inducidas durante el procedimiento (al comprimir la masa plástica durante su endurecimiento para adaptarla al modelo) y que quedan "congeladas" en el material endurecido. Como esas tensiones se liberan en función del tiempo, es conveniente que esto ocurra antes de utilizar la cubeta para tomar la impresión definitiva, ya que si ocurriera luego, la impresión contenida en ella se deformaría. Por lo tanto, es aconsejable esperar 24 horas por lo menos o acelerar el proceso de liberación de tensiones sumergiendo la cubeta en agua caliente (casi hirviendo) antes de utilizar la cubeta individual.

Confección de una cubeta con resina acrílica de termocurado

Para utilizar resina acrílica de termocurado es necesario preparar un molde en donde se pueda adaptar la masa de resina, prensarla y controlar así los cambios dimensionales que se producen en el material.

Para ello se emplea una caja metálica lo usual es que sea de bronce o aluminio denominada *mufla*. Consta de varias partes que se ensamblan unas con otras; con ello no sólo se puede preparar el molde en donde se adaptará la resina, sino también llevarla a un baño de agua de temperatura adecuada para permitir su polimerización. En la mufla propiamente dicha se coloca el modelo primario sobre el que previamente se ha confeccionado en cera la forma de cubeta que se desea obtener. En otras palabras, sobre el modelo primario, se fabrica la cubeta, pero en cera (generalmente con la denominada cera rosa) y luego, con yeso piedra, se lo fija en la caja. Fraguado el yeso, se pincela con separador y se adapta la denominada contramufla sobre la mufla que contiene ya el modelo con la cera. Se vierte otra mezcla de yeso y se coloca una tapa, para cerrar así la caja o mufla.

Una vez fraguada esta segunda mezcla de yeso, toda la caja (mufla y contramufla con tapa) se coloca en un recipiente con agua caliente (no hirviendo, ya que se pretende ablandar la cera sin llegar a fundirla) durante tres o cuatro minutos y luego se la retira y abre, separando la mufla de la contramufla, lo que es posible porque los yesos estaban separados con alguna sustancia aislante (separador). La cera del modelo se puede retirar y deja un espacio que constituye un molde o cámara para el procesado del material para cubeta. Las superficies de yeso de este espacio son tratadas con separador de la misma manera y por las mismas razones indicadas para el caso del modelo de yeso y la utilización de material de autocurado.

En resumen, para preparar una cubeta individual con resina acrílica de termocurado, primero hay que preparar la mufla, y luego, con la técnica descrita para la resina de autocurado, la mezcla de resina de termocurado que pasará por los períodos arenoso, filamentoso y plástico. Durante este último, la masa se lleva a la mufla, ésta se cierra y se procede a realizar el prensado para adaptar el material y eliminar excesos (esto puede requerir la repetición de la operación más de una vez antes de proceder al cierre definitivo de la mufla).

En la mezcla de resina de termocurado, sólo se produce una reacción física de mezcla (disolución del polímero en el monómero) y ésta debe trabajarse en el período plástico. Si se hace antes, no se habrá alcanzado una disolución total y pareja del monómero líquido. Al generarse la polimerización en estas condiciones, la masa resultante resulta porosa, con lo que se afectan las propiedades, especialmente las ópticas y mecánicas, del producto final.

Si, en cambio, el operador no trabaja el material en el período apropiado, sino que se demora más allá de comenzado, comienza a evaporarse monómero y la mezcla pierde plasticidad, se torna elástica (período elástico) y no se podrá prensar de manera conveniente. Durante esta operación se generan así tensiones, ya que el material tiende a recuperar su forma inicial pero la presión ejercida se lo impide. Esas tensiones quedan "congeladas" cuando se completa el proceso de polimerización. El objeto obtenido, cubeta individual en este caso o base de prótesis (cap. 32), experimentará distorsiones cuando estas tensiones se liberen en función del tiempo.

Por último, la mufla se calienta para que comience la polimerización. Este procedimiento debe realizarse siguiendo un esquema de calentamiento que se conoce como *régimen de curado.*

La resina acrílica de termocurado sólo llega a ser rígida (período rígido) cuando la mufla que la contiene se lleva a un baño con agua a temperatura ambiente y se eleva progresivamente hasta 70 °C para que se desdoble el peróxido de benzoílo e inicie la polimerización.

El citado régimen de curado consiste en someter la mufla a una serie de temperaturas, no sólo para lograr la polimerización de la resina, sino para obtener sus mejores propiedades físicas, químicas y mecánicas. Como se recordará, los fenómenos anexos de la polimerización son la contracción de polimerización y la exotermia. Esta última es la generación de calor en la masa de la resina como consecuencia de la energía liberada al romperse la doble ligadura del monómero.

Por lo tanto, si la mufla que contiene la resina se somete a una temperatura inicial de 70 °C, la brusca iniciación de la polimerización provoca altas temperaturas ya que el calor generado se suma al existente y determina los 70° C iniciales. Como el monómero hierve a unas pocas décimas por encima de los 100 °C, se corre el riesgo de producir su evaporación. El lugar que ocupaba el líquido evaporado queda vacío y se generan poros en la estructura final que debilitan el material y afectan, además, sus propiedades ópticas.

Para evitar estos inconvenientes, la mufla debe colocarse en un recipiente con agua a temperatura ambiente y elevarla luego de manera paulatina hasta llegar a los 70 °C en aproximadamente una hora. A partir de ese momento lo ideal sería mantenerla a esta temperatura durante 7 u 8 horas para lograr la completa polimerización de todo el monómero y que el resultado final alcance un adecuado grado de polimerización. Sin embargo, por comodidad técnica, es usual mantener la mufla a 70 °C durante una hora u hora y media y luego elevar la temperatura a 100 °C y mantenerla así alrededor de una hora.

Al final se deja enfriar –es preferible que sea en el mismo baño de agua– hasta la temperatura ambiente para reducir el efecto no conveniente del cambio dimensional térmico, que se produce en la resina (en virtud de su coeficiente de variación dimensional térmica). Como éste no coincide con el del molde de yeso dentro del cual está contenida, se generan tensiones que a su vez producen distorsiones en la cubeta. El enfriado lento da tiempo a

que la resina se vaya "acomodando" a esos cambios térmicos y reduciendo así la cantidad de tensión inducida.

Otra forma de evitar porosidades es polimerizar el acrílico bajo presión, ya que en estas condiciones aumenta la temperatura de ebullición del monómero. Para ello se utiliza un recipiente presurizador (como si fuera una olla a presión) con el que se puede elevar la temperatura significativamente por encima de 100 °C y reducir el ciclo de curado a 15 o 20 minutos.

Existen otros tipos de resinas acrílicas que se han elaborado regulando la cantidad de iniciador y activador, así como con distintos tipos de monómeros, como para permitir que la polimerización se haga colocando la mufla directamente en agua hirviendo sin que se produzcan porosidades. Éstas son resinas de "curado rápido".

Con una composición similar se preparan productos en los que el calor para activar la polimerización puede ser generado por microondas (hornos de microondas). La mufla, en este caso, no puede ser metálica sino que debe estar fabricada con un material que permita el paso de las ondas.

Propiedades de la resina acrílica

En el desarrollo de este capítulo se mencionaron distintas propiedades de las resinas acrílicas aplicadas específicamente a la confección de cubetas individuales. Se destacaron las propiedades relacionadas con la exotermia, con su coeficiente de variación dimensional térmica, y con las posibilidades de distorsión y porosidades. Pero, además, el metacrilato de metilo, al polimerizar, experimenta una contracción de polimerización, lo que determina un problema para la exactitud dimensional del producto resinoso. La contracción lineal del metacrilato de metilo es volumétricamente de un 7%, que se reduce en un 2% por la relación polvo-líquido de 3 a 1 (recordar la manipulación de la resina).

En la práctica, estos valores de contracción así como el coeficiente de variación dimensional térmica se reducen aún más debido a que la polimerización se produce bajo presión (manual en la resina de autocurado o mecánica, por la mufla que se cierra bajo presión).

Otras propiedades, como las posibilidades de incorporar agua (sorción acuosa), las relacionadas con el comportamiento mecánico (resistencia, rigidez, resistencia flexural o transversa, módulo de ruptura), así como algunas variantes posibles en la composición, serán analizadas con mayor detalle en el capítulo 32, al encarar el estudio de la resina acrílica como material constitutivo de la base de una prótesis removible parcial o completa.

Ejercitaciones

- Describa algunas situaciones en las que puede estar indicado el uso de una cubeta individual para tomar impresiones definitivas.

- Clasifique los materiales para cubetas individuales en función de su composición química y forma de manipulación.
- Describa la composición de las resinas acrílicas para cubetas individuales.
- Enumere y justifique los pasos técnicos que se realizan para confeccionar una cubeta individual en resina acrílica termocurable.



Sección IV

INCRUSTACIONES, CORONAS Y PUENTES



24 Restauraciones indirectas

En la Sección II se hizo el análisis de los distintos materiales que se emplean en el tratamiento de pacientes con procesos patológicos, como falta, pérdida o defectos en los tejidos duros dentarios, y que se utilizan en restauraciones plásticas o directas.

La ejecución de este tipo de trabajo clínico tiene ciertas limitaciones, dadas por las posibilidades técnicas de realización. Hacer una restauración plástica es bastante sencillo en situaciones como las lesiones simples (p. ej., clase I o III simples), pero aparecen un poco más de dificultades en las lesiones compuestas o complejas (p. ej., clases II, IV o lesiones MOD).

Cuando la lesión es más extensa (p. ej., pérdida total de cúspides, pérdida prácticamente total de la porción coronaria de un diente), se hace técnicamente imposible colocar un material en estado plástico en la zona a restaurar, darle forma en la boca del paciente y obtener una restauración que tenga y mantenga las características que la hacen aceptable (armonía óptica, forma anatómica, sellado marginal y mantenimiento de la integridad del remanente dentario).

Para resolver estas situaciones, puede confeccionarse el bloque restaurador fuera de la boca del paciente, sobre una reproducción de lo que existe en ella (o sea un "modelo"). En este caso se utiliza un material de base orgánica, cerámica, metálica o una combinación de algunos de ellos y, una vez completada la confección de ese bloque, se fija al remanente dentario. Para esto último se emplea otro material, el cemento o *agente cementante*, porque sirve para "pegar", aunque puede no serlo desde el punto de vista de lo que es un cemento como material. Éste cumple su función adhiriéndose al diente por un lado y al bloque restaurador por el otro.

Según la forma y extensión, las restauraciones rígidas pueden ser:

a) **Incrustaciones:** bloque que repone parte de una corona dentaria y que se fija a una cavidad preparada con anterioridad.

b) **Coronas:** bloque que repone la totalidad de la parte externa de la corona de una pieza dentaria y que se fija a una preparación confeccionada desgastando la corona original (por lo habitual, la preparación que se hace en este caso se denomina *muñón*) o a una preparación creada artificialmente sobre un resto radicular o un implante.
c) **Perno muñón:** bloque que se fija introduciéndolo en el conducto radicular (o los conductos) de una pieza dentaria o en el conducto de un implante, generalmente metálico, integrado al hueso maxilar y que tiene una extensión coronaria en forma de preparación (muñón) que le permite recibir luego una corona.
d) **Carilla:** bloque que se fija a la superficie vestibular de un diente anterior, fundamentalmente para mejorar sus aspectos estéticos. También se denominan "frentes estéticos" o con la palabra inglesa *veneer* (chapa o capa exterior).

En el desarrollo de esta sección se analizan los diferentes materiales que se emplean en la construcción de incrustaciones, coronas, pernos muñones y carillas. También se incluyen aspectos de materiales utilizados en algunas técnicas relacionadas con el tratamiento de pacientes que han perdido dientes (desdentados parciales o totales en un maxilar o en ambos).

La solución en estos últimos casos es el tratamiento que consiste en hacer una prótesis (elemento artificial que repone un órgano o parte del organismo faltante). En realidad, las restauraciones hacen lo mismo, pero es habitual reservar el nombre de prótesis al reemplazo de la totalidad de la pieza dentaria. En estos casos ya se considera que no se está trabajando dentro de la disciplina denominada "operatoria dental", sino dentro de la *prostodoncia* o *prótesis dental,* aunque la línea divisoria no sea neta y suscite controversias.

Una prótesis puede ser parcial o completa. Es parcial cuando repone algunos dientes de un maxilar y es total o completa cuando repone la totalidad de las piezas de un maxilar.

A su vez, y específicamente en el caso del tratamiento del desdentado parcial, las prótesis pueden ser *fijas* o *removibles.* Las primeras son "fijadas" (adheridas o "pegadas") a dientes remanentes o implantes y el paciente no las puede retirar. Su expresión más común es el denominado *puente odontológico* en el que los elementos faltantes a reponer son anclados a pilares constituidos por dientes remanentes o implantes. Dado que los materiales que se utilizan en su construcción son, en muchos casos, los mismos que se usan en la confección de restauraciones rígidas, también se analizarán en esta sección.

Las prótesis removibles, en cambio, son colocadas por el profesional, pero el paciente puede retirarlas y reubicarlas en su boca cuando lo desea (p. ej., para su higiene bucal). En la Sección V se incluye un capítulo en el que se cubre el análisis de algunos materiales de uso específico en este tipo de prótesis.

Para entender mejor este tema, es conveniente aclarar cómo se construye una restauración rígida o una prótesis fija.

El procedimiento incluye etapas clínicas (con el paciente) y otras no clínicas. Estas últimas se efectúan en el laboratorio de prótesis. Lo habitual es

que el que se ocupa de esto sea el técnico de laboratorio para odontólogos o técnico en prótesis dental, en quien el odontólogo delega parte de la tarea aunque no la responsabilidad frente al paciente. A continuación se enumeran los pasos por seguir.

1) Preparación de la boca (previo diagnóstico e indicación del tratamiento). Incluye el tallado de dientes remanentes si es necesario y, en ese caso, la confección de una restauración provisoria.
2) Reproducción de la boca. Representa la obtención de los llamados "modelos" a partir de "improntas" o "impresiones" de la cavidad bucal con los materiales que se analizaron en la Sección III.
3) Registro de la interrelación entre los maxilares superior e inferior y de ambos con el macizo craneano (registros de posiciones y movimientos mandibulares).
4) Ubicación de los modelos superior e inferior en un dispositivo (denominado *articulador*) que simula las posiciones y movimientos mandibulares.
5) Construcción de la restauración o prótesis en el laboratorio con una o más pruebas en la boca antes de terminarla.
6) Fijación (cementado) de la restauración rígida o de la prótesis fija (puente).

Retención de las restauraciones rígidas

Una restauración de inserción rígida debe reunir una serie de condiciones para ser considerada satisfactoria. Éstas no difieren sustancialmente de las que se deben tener en cuenta en una restauración plástica.

La restauración debe tener y mantener, a lo largo del tiempo, armonía óptica (si es posible) y, necesariamente, una forma anatómica funcionalmente correcta. Además, debe brindar el sellado marginal y colaborar en la protección mecánica del remanente dentario. En el análisis de los materiales para restauraciones plásticas (Sección II) se ha analizado la relación entre estas condiciones y el logro de adhesión entre material y estructura dentaria.

Esa adhesión es, obviamente, también necesaria para evitar el desprendimiento del bloque restaurador y la pérdida de la restauración. Este aspecto, sin embargo, no es tan crítico en las restauraciones plásticas, ya que la preparación dentaria puede tener socavados en los que se introduce el material en estado plástico y queda retenido al transformarse en un bloque sólido.

En las restauraciones rígidas, en cambio, las preparaciones no tienen zonas retentivas, pues en ella se debe ubicar un bloque rígido que no se deforma cuando se lo inserta. El logro de medios que lo fijen en posición e impidan el desprendimiento es, entonces, fundamental para el éxito clínico. Esto mismo es válido para el caso de las prótesis fijas o puentes.

En algunas ocasiones, como cuando se colocan restauraciones rígidas o prótesis sobre implantes, puede asegurarse esa fijación por medios mecáni-

cos como tornillos que se ajustan a la estructura integrada al hueso (osteointegración). En la situación usual y más frecuente, en cambio, la fijación se basa en la utilización de un material como medio de fijación.

Ese material se denomina *agente cementante* o, con frecuencia, "cemento". En esta situación, esta palabra se refiere a aquello que sirve para "cementar" (pegar o unir dos partes). Son varios los materiales que se utilizan con esa finalidad, entre ellos los cementos (ionómero vítreo u otro) y las resinas reforzadas (*composites*) en sus diferentes versiones.

Como es de suponer son, en sus aspectos básicos, los mismos tipos de materiales que se usan en la confección de restauraciones plásticas. Una diferencia fundamental radica en que la masa plástica se prepara con una menor relación polvo/líquido (menor cantidad de polvo para una cantidad determinada de líquido). Esto es fundamental para obtener una mezcla lo bastante fluida para ubicarla en el pequeño espacio que queda entre el bloque restaurador o la prótesis confeccionados fuera de la boca y la superficie sobre la que se los debe fijar.

Una adecuada consistencia (viscosidad) permite al agente cementante fluir con facilidad y lograr un mínimo espesor de película para no alterar el asentamiento del bloque restaurador o la prótesis.

Factores que determinan la retención de una restauración rígida

Diversas condiciones determinan el logro de una adecuada y durable fijación de una restauración rígida o una prótesis fija al remanente dentario o a la estructura que la soporta. Dentro de ellas está la capacidad de adhesión (resistencia adhesiva) del agente cementante a la estructura dentaria de soporte y al bloque restaurador.

La resistencia adhesiva de un material a una superficie es la tensión máxima que puede resistir la unión entre ambos sin que se produzca desprendimiento. A su vez, la tensión está dada por la relación entre la fuerza involucrada y la medida de la superficie sobre la que actúa (en este caso, la superficie de contacto o adhesión). Así:

resistencia adhesiva = fuerza / superficie

De esta ecuación puede deducirse que, para que una restauración o prótesis no se desprenda durante su funcionamiento, no deben generarse fuerzas que tiendan a desplazar el bloque con valor mayor que el producto del valor de la resistencia adhesiva por la superficie de adhesión involucrada. Esto es:

a) si, fuerza < resistencia × superficie, no hay desprendimiento.
b) si, fuerza > resistencia × superficie, hay desprendimiento.

No todos los agentes cementantes tienen las mismas características adhesivas. La posibilidad de mayor adhesión (mayor dificultad para separar el agente cementante de las superficies involucradas) permite crear diseños más conservadores al disminuir la cantidad de superficie dentaria necesaria para lograr adhesión.

Como en la actualidad se dispone de materiales con alta capacidad de adhesión como los *composites*, ha sido posible encarar nuevos tipos y diseños de restauraciones rígidas y prótesis. A veces se habla de *restauraciones rígidas* y *prótesis adhesivas* para diferenciarlas de las "convencionales".

Debe destacarse que, en este caso, no sólo se hace referencia a la capacidad de adhesión del material (agente cementante) a la superficie dentaria, sino también a la superficie (metálica, cerámica u orgánica) del bloque restaurador (incrustación, corona, perno muñón, puente). También es necesario tener presente que para que la adhesión se produzca será necesario preparar las superficies involucradas, dentarias (aspecto que ya fue analizado al tratar la adhesión en restauraciones plásticas) y no dentarias, de manera acorde con lo que el agente cementante requiera.

Pero la fijación no sólo depende de la capacidad de adhesión del agente cementante. Si una delgada capa de éste es la que mantiene la restauración o prótesis en posición y esa capa se rompe, la restauración se desprende aun cuando quede agente cementante adherido a ella. Aunque en este caso se trata de una falla cohesiva en la masa del agente cementante en lugar de una falla adhesiva, igualmente representa un fracaso del tratamiento.

Un material de espesor delgado es capaz de resistir razonablemente bien (en función de sus propiedades mecánicas) tensiones compresivas y traccionales, pero no puede hacerlo de la misma forma ante tensiones flexurales y de corte. Si la restauración no se asienta adecuadamente en la estructura sobre la que se ubica, se producen durante su uso tensiones que tienden a hacerla "balancear". La consecuencia es la generación de tensiones flexurales y de corte en el agente cementante que producen su fractura y la citada falla cohesiva y fracaso.

No alcanza con utilizar agentes adhesivos con suficiente capacidad adhesiva para lograr éxito en la fijación de una restauración o prótesis. Ellos deben tener adecuadas propiedades mecánicas y ésta debe estar confeccionada con un diseño y construida con una precisión (adaptación a la superficie de soporte) que aseguren que durante la función no se generen tensiones que el agente cementante no pueda soportar.

Si bien todos los detalles mínimos para tener en cuenta en este aspecto no serán cubiertos en el texto, se mencionarán algunas formas de preparación dentaria, técnicas de confección de las restauraciones y técnicas para la preparación de sus superficies necesarias para alcanzar adecuadamente los objetivos buscados.

Relleno o reconstrucción de una preparación

Como ya se dijo, la preparación dentaria para recibir una restauración rígida o una prótesis fija debe tener un diseño determinado. Entre otros as-

pectos, el diseño está relacionado con la necesidad del logro de una adecuada fijación del bloque restaurador o prótesis.

A veces, la pieza dentaria por restaurar puede haber experimentado una destrucción tal (por caries u otro motivo) que hace imposible realizar una preparación dentaria correctamente diseñada. Cuando la situación lo permite, se la reconstruye con una especie de restauración plástica parcial sobre la cual se procede a realizar la preparación definitiva para luego seguir con los pasos clínicos y de laboratorio necesarios.

Un material apropiado para ese "relleno" o "reconstrucción" es el cemento de ionómero vítreo. La principal razón para ello es su posibilidad de integrarse al remanente dentario a través de mecanismos de adhesión (interacción química entre grupos carboxilos de un ácido ionizado en solución acuosa). El ionómero que se utiliza para esto es mejor que sea preparado en una mezcla espesa (alta relación polvo/líquido), ya que así las propiedades mecánicas son superiores.

Se puede utilizar un ionómero "convencional" (endurecimiento sólo por reacción ácido-base y formación de sal de aluminio entre un polímero de un ácido alquenoico y un polvo constituido por un vidrio de fluoraluminosilicato que libera iones metálicos) o uno "reforzado con resinas" (la reacción ácido-base es completada por una polimerización vinílica, ya que las moléculas de polímero de ácido alquenoico en solución acuosa tienen algunos grupos con dobles ligaduras), cuya polimerización es activada con luz (470 nm) o en forma química o con ambos mecanismos.

Como en otros usos del cemento de ionómero vítreo, para mejorar su adhesión al diente, la superficie de éste puede ser tratada con soluciones de polímeros de ácidos alquenoicos o con *primers* según el producto en particular que se esté empleando.

El ionómero es fácil de usar para estas operaciones, pero cuando la situación clínica requiere un relleno de propiedades mecánicas superiores, puede optarse por el relleno anterior a la restauración definitiva con un *composite*. Por supuesto, en estos casos se deben seguir todos los pasos necesarios de preparación de la superficie dentaria para asegurar la correcta adhesión del material a la estructura dentaria y, así, el comportamiento mecánico adecuado del conjunto.

Ejercitaciones

- Describa situaciones clínicas que hacen que esté indicado realizar restauraciones por técnicas indirectas en lugar de directas.
- Enumere los pasos que se realizan en la confección de una restauración por técnicas indirectas.
- Describa las condiciones necesarias para lograr retención adecuada en una restauración indirecta.
- Enuncie algunas características que pueden considerarse deseables en el material que se utilice en la reconstrucción de una preparación dentaria para restaurar por técnicas indirectas.



25 Composites para restauraciones indirectas

Las restauraciones rígidas o indirectas pueden confeccionarse con un material de base orgánica. Este material puede constituir la totalidad del bloque restaurador o recubrir una estructura realizada con otro material, por lo general metálico.

En la actualidad, el material que se utiliza para obtener ese bloque de base orgánica es un composite (resina reforzada) que responde a las mismas características que se analizaron en los correspondientes capítulos de la Sección I. Es decir que se trata de un material con una matriz orgánica (obtenida por polimerización de moléculas preferentemente de peso molecular bastante elevado para asegurar viscosidad en la pasta inicial y poca contracción de polimerización y con dos dobles ligaduras –grupos vinílicos– para obtener un polímero final de cadenas cruzadas con estabilidad en el medio bucal y características mecánicas lo más favorables posible).

Esa matriz orgánica está combinada con partículas cerámicas (algún compuesto cerámico) tratadas con un agente de enlace (vinil-silano) para asegurar la unión entre ambas fases. Generalmente, estos composites poseen una alta carga cerámica (> 50% en volumen). Esto se logra con combinaciones de distintos tamaños de partículas (p. ej., microhíbridas) para asegurar buenas propiedades mecánicas y mantenimiento de una adecuada lisura superficial. El material también contiene los pigmentos necesarios para lograr la propiedad óptica de color que, junto con la necesaria translucidez, permita obtener armonía óptica en la restauración final.

Así como en las que se usan en forma directa (restauración plástica), el material debe tener algún sistema que permita iniciar la reacción de polimerización vinílica (apertura de dobles ligaduras) y que lo acelere convenientemente. La diferencia, en este caso, reside en que, como el material puede endurecerse en un medio no biológico –polimerización extrabucal–, no existe la limitación de evitar los daños producidos especialmente por el calor.

En el mecanismo de polimerización es donde radica la diferencia de los distintos sistemas. Por este motivo, los composites que se trabajan –polimerizan– fuera de la boca pueden contener sólo iniciadores (p. ej., peróxido de benzoílo) que pueden ser activados por los distintos mecanismos. Uno de esos mecanismos puede ser el calor que a 70 °C produce la activación del peróxido en radicales libres. Más comúnmente se utiliza la combinación de calor y presión (más de 100 °C y 1 atmósfera o más de presión: esto significa trabajar en un medio similar al de una autoclave) para lograr un producto más denso y con mejores propiedades generales. Otro sistema utiliza calor, presión y un ambiente de gas nitrógeno. Además de obtenerse los beneficios antes mencionados, el nitrógeno crea una atmósfera libre de oxígeno, con lo que se obtiene un mayor grado de polimerización y mayor translucidez por no contener poros la masa final.

En el caso de que se use el fotocurado (esto es bastante frecuente en la actualidad), no son necesarias las lámparas con filtros que eliminen las radiaciones de longitud de onda mayores de 470 nm que producen calor al ser absorbidas por los tejidos blandos que contienen agua. Estas radiaciones no le hacen daño al composite, sino que, por el contrario, al generar algo de calor pueden permitir el logro de propiedades mecánicas un tanto (aunque no mucho) superiores.

Como en el caso de las restauraciones directas, al seleccionar un composite para incrustaciones hay que evaluar su contribución al logro y mantenimiento de armonía óptica y forma anatómica en el trabajo final. Por ello es conveniente que los composites para incrustaciones tengan partículas cerámicas no muy grandes para mantener el pulido. De hecho, algunos de los primeros utilizaban sólo sílice coloidal (micropartículas). Esto asegura una muy buena armonía óptica, pero como el contenido cerámico es bajo (menos del 50% en volumen), desde el punto de vista mecánico pueden resultar algo deficientes en zonas de alto esfuerzo oclusal.

Hoy existen composites para uso extrabucal con alto contenido cerámico para ayudar a combinar la armonía óptica con adecuada capacidad de mantener la forma anatómica por su resistencia al desgaste y rigidez. Los avíos de este tipo de composites son muy completos, contienen varias jeringas con distintas características ópticas. Hay jeringas con alta opacidad, para el caso de tener que ocultar zonas de alta pigmentación de una pieza dentaria o para bloquear un metal. También poseen jeringas de matiz dentina (con cierta opacidad) para imitar este sustrato; matices esmaltes y translúcidos para otorgarle a la restauración la mayor naturalidad con respecto a una pieza dentaria. Algunos de ellos se comercializan con el nombre de *cerómeros* (*ce*ramic *o*ptimized poly*mer*, polímero optimizado con cerámica), resinas compuestas para laboratorio u otros nombres que apuntan a su comercialización más que a sus propiedades. Con estos composites pueden confeccionarse incrustaciones de razonables posibilidades de éxito clínico, así como carillas.

No sucede lo mismo con respecto a las coronas o los puentes. En estos casos, especialmente cuando se trata del sector de premolares y molares, es necesario que la estructura asegure una mayor resistencia ante tensiones (fundamentalmente ante las flexurales). Ello puede lograrse colocando el material de base orgánico (composite) sobre una estructura metálica previamente construida. Para esta técnica se debe tratar la superficie del metal. Generalmente se realiza una asperización de la superficie para generar microrrugosidades y aumentar la energía superficial. También se suelen colocar imprimadores específicos metálicos para mejorar la humectabilidad de la primera capa de composite e intentar generar alguna interacción química con la superficie metálica. Sin embargo, se ha introducido en odontología una técnica que, al parecer, posibilita la realización de restauraciones de este último tipo (especialmente coronas) totalmente en composite.

En este caso, antes de la realización de la corona (o eventualmente el puente), se coloca una capa de un composite especial sobre la que luego se confecciona la parte restante, denominado composite de blindaje. El composite con el que se construye esa primera capa tiene su componente cerámico en forma, no de partículas, sino de fibras cerámicas entrelazadas. Esas fibras (tratadas con vinil-silano) están orientadas de manera de asegurar las condiciones mecánicas apropiadas en la dirección en la que van a actuar las fuerzas durante el uso de la restauración en el medio bucal.

Este composite *reforzado con fibras* (FRC o *fiber reinforced composite)* se adquiere en forma de una lámina de espesor variable que se moldea sobre la reproducción de la preparación dentaria y se hace polimerizar (por lo general con luz y calor). Sobre esa "infraestructura" se completa la confección de la restauración rígida o prótesis.

Ejercitaciones

- Describa algunas diferencias que se pueden encontrar entre los composites indicados para técnicas indirectas en relación con los que se emplean en técnicas directas.
- Explique los motivos que posibilitan utilizar una radiación de luz sin filtrar al preparar un bloque restaurador en composite por técnica indirecta.
- Describa las diferencias existentes entre la estructura de los composites de empleo habitual en restauraciones y los reforzados con fibras.



26 Procedimientos de colada

Existen diversos procedimientos que sirven para obtener un bloque metálico con cierta finalidad. En el trabajo odontológico, ese bloque puede ser confeccionado para constituir una incrustación, una corona (o parte de ella), un perno muñón, una prótesis fija (o parte de ella), una parte de una prótesis removible o un implante para integrarse a las estructuras óseas. Esos procedimientos son: a) labrado, b) torneado o desgaste por algún otro medio y c) fundición o colada.

El primero consiste en dar forma a un trozo de metal sometiéndolo a fuerzas que permitan generar tensiones que superen el límite proporcional y, por eso, produzcan deformaciones permanentes. El material metálico empleado (metal puro o aleación metálica) debe tener suficiente ductilidad y maleabilidad (no debe ser frágil) para poder ser deformado hasta obtener el elemento deseado sin que produzca su fractura.

Las fuerzas pueden aplicarse en forma de golpes y, en este caso, se acostumbra a hablar de *forjado*. Es la modalidad de trabajo de un herrero cuando conforma, por ejemplo, una herradura para un caballo.

Otro modo de aplicación de las fuerzas es mediante instrumentos, que permiten hacerlo de manera progresiva, como es el caso del labrado de un alambre metálico con la utilización de pinzas.

Esta forma de obtención de partes metálicas no es de aplicación de rutina en la confección de restauraciones rígidas. Esto se debe a que no es posible obtener así las medidas y formas que aseguren una correcta adaptación de la restauración al remanente dentario como para que pueda ser adecuadamente fijada con posterioridad, tal como se analizó en el capítulo 24.

Hay algunas excepciones en la confección de ciertas coronas provisorias (protegen la preparación dentaria mientras se confecciona la definitiva) y dispositivos utilizados para provocar movimientos de las piezas dentarias, como los que se realizan en los tratamientos ortodónticos (véase Sección V).

El torneado o desgaste de un trozo metálico para obtener formas y dimensiones deseadas es posible, pero sólo cuando se lo realiza con la ayuda de dispositivos específicamente calibrados que, por lo general, son controlados por medio de sistemas computarizados. Con estos sistemas de diseño y torneado con ayuda de computadoras (procedimientos conocidos como *de CAD-CAM*; éstas son las iniciales en inglés de diseño asistido por computadora y torneado asistido por computadora) se pueden usar para la confección de ciertas restauraciones rígidas o parte de ellas. En la actualidad, por su elevado costo no pueden considerarse un procedimiento de rutina, aunque su selección es cada vez más común.

Los bloques metálicos (usualmente de titanio o alguna aleación sobre la base de este metal) se preparan por torneado en forma industrial para ser utilizados como implantes osteointegrados. También se pueden emplear descargas eléctricas para un primer desgaste de un bloque metálico que luego se termina de conformar por torneado.

Sin embargo, en la actualidad, la manera más frecuente y común de obtener restauraciones rígidas con materiales metálicos es confeccionarlas con el restante de los procedimientos, el de fundición o colada, y a éste se dedicará el análisis principal en este capítulo.

Pasos del procedimiento de colada

Para obtener una restauración por medio de este procedimiento se procede, en primer lugar, a confeccionar una reproducción de aquello que se desea lograr. Esta reproducción, denominada *patrón de colada,* se realiza con algún material fácilmente moldeable (un material orgánico, por lo general una cera). Se puede hacer directamente en la boca de un paciente y, en este caso, se dice que el patrón es confeccionado por el *método directo.*

Como podrá suponerse, sólo es posible emplear ese método directo cuando la restauración a confeccionar es muy sencilla. En la práctica sólo se utiliza a veces para confeccionar patrones para pernos muñones.

En la mayor parte de los casos, los patrones para la confección de restauraciones rígidas (o prótesis) coladas son preparados sobre una reproducción de lo existente en la cavidad bucal (un modelo obtenido a partir de una impresión) y, en esta situación, se habla de patrones obtenidos por *método indirecto.*

El patrón de colada obtenido se usa luego para confeccionar un molde. Para ello se lo "envuelve" en una masa plástica que sea capaz de transformarse en una masa sólida reproduciéndolo. Esta operación o paso se conoce como *inclusión en revestimiento* o *revestido* y el material empleado se denomina *revestimiento.*

Una vez "fraguada" la masa de revestimiento se procede a eliminar de su interior el patrón de colada. Esto se logra por medio de la elevación de temperatura y así el material que constituye el patrón se "quema".

Queda formado, de este modo, un molde o espacio vacío, *cámara de colada,* que tiene la forma de lo que se desea obtener. En éste se vuelca o

"cuela" un material metálico en estado líquido (fundido por acción de un aumento de temperatura) para que tome la forma del espacio y, al solidificarse, produzca el bloque metálico buscado.

Este último paso, la colada propiamente dicha, se realiza con aparatos para fundir el metal o aleación (p. ej., sopletes) y para forzarlo, una vez en estado líquido, a llenar la cámara de colada ("máquinas para colada" que por lo habitual se basan en el uso de la fuerza centrífuga).

Antes de la colocación o fijación en la boca del paciente, el bloque metálico obtenido es sometido a procedimientos de terminación y pulido adecuados.

A lo largo de este procedimiento de colada se emplea una serie de materiales. Para asegurar el éxito del trabajo final se deben conocer y utilizar tres: el material para la confección del patrón, el revestimiento y la aleación metálica a colar.

Materiales para patrones de colada

Como ya se mencionó, estos materiales deben ser fácilmente moldeables para obtener la forma deseada. Usualmente se utiliza un material termoplástico, una cera, aunque también, en ocasiones, se emplean materiales que se endurecen por medio de una reacción de polimerización.

Estos materiales, al ser de naturaleza orgánica, permiten su fácil eliminación por "quemado" o "calcinación" a temperaturas no excesivamente elevadas (500 °C). Esta característica es fundamental para poder dejar el espacio vacío en el interior de la masa de revestimiento (cámara de colada) que luego deberá ser llenado con el material metálico fundido. Debe tenerse tener en cuenta que es necesario dejar el "menor" residuo posible de material inicial porque éste puede ser incorporado en el producto final (aleación) alterando sus propiedades. Esto adquiere singular importancia en las restauraciones metalocerámicas que serán analizadas en un capítulo posterior.

Ceras para coladas

Composición y propiedades

Las ceras son materiales orgánicos constituidos por moléculas que por lo general se obtienen de vegetales (p. ej., carnauba) o de minerales (p. ej., parafina). En algunos casos, esas moléculas son hidrocarburos y, por ende, simétricas, mientras que en otros son ésteres y, por el contrario, son asimétricas. Estas diferencias en las moléculas determinan diferencias en las propiedades del material resultante, por ejemplo, la temperatura de ablandamiento o fusión y las características mecánicas.

En la producción industrial pueden combinarse distintos tipos de ceras (diferentes tipos de moléculas) y agregarse modificadores, como plastificantes, para conseguir productos de propiedades variables. Esto posibilita su selección de acuerdo con las diversas necesidades de trabajo.

Así, por ejemplo, si se desea utilizar el método directo será necesario seleccionar una cera que esté "sólida" e indeformable a la temperatura bucal (37 °C), pero que pueda ablandarse y modelarse a una temperatura más elevada pero compatible con los tejidos bucales (45 °C). En cambio, al utilizar el método indirecto, la cera necesitará estar "sólida" e indeformable sólo a temperatura ambiente y, a su vez, esa "solidez" podrá variar en función de diferentes requerimientos técnicos.

En definitiva, se proveen comercialmente ceras con diferentes niveles de "dureza" para patrones de colada. En realidad, la palabra "dureza", en esta situación, se refiere a la temperatura necesaria para ablandarla y la mayor o menor "solidez" (p. ej., módulo elástico y posibilidad de experimentar "escurrimiento" o *flow* a una determinada temperatura).

Obtención del patrón de cera

Para esta operación, la cera (dura, blanda o del nivel de "dureza" apropiada) se modela calentándola a una temperatura que permita su fácil deformación (que produzca alto "escurrimiento" o plasticidad). En algunas ocasiones es posible fundirla inicialmente y luego modelarla cuando alcanza características mecánicas apropiadas.

Para facilitar el trabajo de visualización del área de trabajo, es habitual que las ceras para patrones de colada tengan incorporados colorantes oscuros (por lo general azul o verde oscuro).

El conformado del patrón se completa por tallado con instrumentos cortantes e, inmediatamente después, se procede a continuar con el paso siguiente, es decir, su inclusión en el revestimiento.

Esta operación de "revestido" no debe demorarse porque toda la operación de modelado y tallado se realiza aplicando fuerzas sobre la cera. Las tensiones así producidas quedan "congeladas" y se liberan en función del tiempo. Al hacerlo, el patrón se deforma, experimenta una "distorsión", por lo cual la futura cámara de colada no toma la forma deseada. El bloque metálico posteriormente obtenido no se adaptará correctamente a lo existente en la cavidad bucal, de modo que no se asentará o "bailará" afectando la posibilidad de su adecuada fijación.

En resumen, confeccionado el patrón de cera, se debe proceder a su inclusión en el revestimiento antes de que se produzca la distorsión.

Resinas para patrones

Existen comercialmente resinas para la confección de patrones. Se trata de productos presentados en forma de un líquido (monómero) y un polvo (polímero con modificadores).

La mezcla resultante puede ser razonablemente modelada y, luego de su polimerización (por lo común activada químicamente, aunque puede serlo, en algún producto, por luz), tallada. Algunos profesionales encuentran estas resinas útiles en la confección de patrones directos en algunas situaciones clínicas (p. ej., en pernos muñones en incisivos y caninos).

Coladas "compensadas"

Cambios dimensionales de colada

El procedimiento de colada permite obtener bloques de materiales metálicos de formas preestablecidas. Este tipo de trabajo fue utilizado por civilizaciones antiguas como la de los egipcios y se emplea habitualmente en la industria metalúrgica y en joyería.

Sin embargo, el trabajo odontológico demanda un procedimiento técnico algo más exigente. No es sólo cuestión de lograr una determinada forma; también deben obtenerse dimensiones que aseguren la adaptación de la restauración a la zona sobre la que debe asentarse. Por ello, hay que tener en cuenta los cambios dimensionales que se producen en las distintas etapas del procedimiento de colada, y ellos deben ser adecuadamente "compensados".

Cuando se confecciona el patrón de colada, se trabaja el material por calor (cera) o por polimerización (resinas). El calentamiento y posterior enfriamiento producen una contracción, ya que el coeficiente de variación dimensional térmica de la cera, material orgánico, es elevado ($350 - 400 \times 10^{-6}$) y la polimerización de las resinas, también. El patrón, por ello, será más pequeño de lo que se pretende obtener en un material metálico.

Por otro lado, la cámara de colada se llena con un metal líquido por calentamiento a temperaturas superiores a las de su fusión. En las aleaciones utilizadas en odontología esto puede representar temperaturas en el orden de 1.000 grados centígrados o más. Cuando se enfrían hasta la temperatura ambiente también es esperable una contracción.

Cuando la aleación se encuentra enfriándose en estado líquido, la contracción se compensa con fuerza generada por la máquina de colada que hace llegar aleación adicional hacia el interior de la cámara de colada. Durante el cambio de estado, la contracción se compensa por la llegada de aleación todavía fundida que se ubica en algún reservorio (cámara de compensación) estratégicamente ubicado en las cercanías de la cámara de colada. Una vez alcanzada la fase sólida, en cambio, la contracción térmica sólo puede compensarse a través de la expansión del material con el que se confeccionó la cámara de colada, que así adquiere un tamaño mayor que el de la pieza a obtener.

En resumen, todo esto significa que, si no se compensan de alguna manera estos cambios dimensionales, el bloque final puede ser entre el 1,5% y el 2,0% más pequeño de lo deseable. En una restauración del tipo de una incrustación de clase I esto significa que el bloque metálico dejará un espacio mayor que el deseable entre su superficie y la de la preparación cavitaria. En una restauración del tipo de una corona, esto significa que el bloque metálico no podrá ser ubicado sobre la preparación (muñón) realizada.

En ambas situaciones se considera que el espesor del espacio libre, que es el que ocupará el agente cementante, debe estar en el orden de unos 25 micrómetros para que la restauración pueda fijarse con escasos riesgos de fracaso.

Expansión del revestimiento

La manera de compensar esas contracciones es logrando que la cámara de colada aumente de tamaño y lo haga lo suficiente (ni más ni menos) para que compense la contracción que se produce en el material metálico al enfriarse y, si es necesario, la del patrón de colada.

Para ello, el material con que se la prepara, el revestimiento, se fabrica con una composición apropiada. Ésta incluye una sustancia que permite lograr una masa plástica que puede endurecerse o fraguarse, como se describe más adelante.

Además de ese componente que determina el fraguado ("aglutinante"), el revestimiento incluye una sustancia que, al ser calentada, experimenta una significativa expansión. Esta última sustancia suele ser una forma cristalina de sílice (óxido de silicio) como el cuarzo, la tridimita o la cristobalita.

Los cristales de estas formas de sílice se modifican al llegar a temperaturas superiores a los 100 °C (la superioridad depende de la forma en particular de sílice de la que se trate). Este cambio de forma alfa (a baja temperatura) a forma beta (a alta temperatura) es el determinante de una suficiente "expansión térmica" para compensar las mencionadas contracciones que se producen en el procedimiento de colada y lograr un bloque metálico de dimensiones apropiadas.

Revestimientos para coladas

Como ya se indicó, el revestimiento es el material que se emplea para confeccionar el molde o cámara de colada. Además, mediante la expansión térmica producida por la transformación de la forma cristalina de la sílice que entra en su composición, permite compensar la contracción de la aleación metálica al enfriarse y, eventualmente, la del patrón de colada.

Para obtener una masa plástica que permita recubrir el patrón de colada y que luego se endurezca (fragüe) debe contener en la composición algún elemento "aglutinante". Cuando la aleación que va a ser colada se funde a no más de 1.000 °C, se emplea yeso con esa finalidad. El revestimiento se adquiere en polvo, que contiene alguna forma cristalina de sílice (p. ej., cristobalita) para tener características refractarias (soportar altas temperaturas) y posibilitar la expansión térmica, sulfato de calcio hemihidratado (generalmente del tipo obtenido en autoclave) y modificadores, como el cloruro de sodio (ayuda a lograr adecuada expansión térmica a la temperatura requerida) y, a veces, algún elemento reductor (para proteger la aleación de oxidación en el momento de la colada).

Este tipo de revestimiento se mezcla con agua y su endurecimiento se produce a partir de la reacción de fraguado que se ha analizado en los yesos para modelos en el capítulo 20 (solubilización del hemihidrato, reacción con formación de dihidrato y sobresaturación y precipitación de sus cristales).

Cuando la aleación a colar se funde a más de 1.000 °C (algunas aleaciones con algo de metal noble, las aleaciones con cromo y algunas base cobre), no deben utilizarse estos revestimientos. El sulfato de calcio (estructura iónica base del yeso) se descompone a esas temperaturas y genera gases (óxido de azufre) que contaminan la aleación. Cuando la situación es ésta, se deben utilizar revestimientos en los que el aglutinante sea diferente y capaz de soportar esas temperaturas superiores a 1.000° C.

Los que se usan habitualmente para estos casos se presentan en forma de un polvo que contiene, además de la sílice que cumple la misma y ya descrita función, un fosfato soluble (fosfato ácido de amonio) y óxido de magnesio.

Al mezclarlo con agua, el fosfato se ioniza, reacciona con el óxido de magnesio y compone un fosfato doble de amonio y magnesio. Como éste es insoluble, se precipita y produce el endurecimiento de la masa (como se habrá notado, es una reacción de solubilización, reacción y precipitación similar a la que se produce en el yeso y en otros materiales como los cementos). El compuesto resiste esas altas temperaturas sin alterarse, por lo que puede utilizarse con las citadas aleaciones.

Es común que, junto con el polvo de la mencionada composición, sea provisto un líquido. Éste es una mezcla coloidal de sílice que puede utilizarse reemplazando parcial o totalmente el agua para la preparación del material. De esta manera se logra aumentar la cantidad de expansión térmica que se produce al calentar la cámara de colada. Se emplea cuando el tipo particular de aleación o de diseño del bloque a colar hace necesaria esa mayor expansión.

El calentamiento hasta la temperatura para la colada debe hacerse en forma paulatina para evitar resquebrajaduras en el revestimiento. Sin embargo, este tipo de material refractario ha evolucionado y existen versiones "rápidas" que permiten colocar el cilindro de colada a una temperatura muy elevada en forma directa (50 °C a 100 °C por debajo de la final de calentamiento). De esta manera se logra producir la eliminación del material orgánico de la cámara de colada y la expansión térmica del revestimiento en un solo paso. Esto es debido, en gran parte, a una mayor resistencia mecánica-resistencia a la compresión, dos o más veces más elevada que la del revestimiento "convencional". De esta manera, el producto final adquiere mejores condiciones para enfrentar el "choque" térmico al ser colocado en el horno de calentamiento.

Otros revestimientos para colar aleaciones de altas temperaturas de fusión contienen silicatos como aglutinantes. Sin embargo, por la complejidad técnica que demanda su uso, rara vez son empleados para colar restauraciones rígidas o prótesis fijas.

El conocimiento de estos materiales y del modo de trabajo con ellos es de fundamental importancia para el logro de una restauración aceptable en todos sus aspectos. Si el odontólogo deriva este trabajo, debe asegurarse de que el técnico que lo ejecuta tenga presente esta premisa.

Ejercitaciones

- Enumere los pasos involucrados en el procedimiento conocido como colada.

- Identifique las diferencias en las propiedades deseables en los materiales para patrón de colada en función de la realización del trabajo en forma directa en la cavidad bucal o indirecta sobre un modelo.
- Describa las bases que permiten obtener un bloque metálico adecuado en sus dimensiones cuando se emplea el procedimiento de colada.
- Describa el criterio de selección de un revestimiento en función de la temperatura a la que se debe fundir el metal para su colada.
- Analice el mecanismo que se emplea habitualmente para lograr expansión en un revestimiento para coladas.



27 Aleaciones para coladas

El procedimiento de colada, analizado en sus aspectos básicos en el capítulo 26, se utiliza para confeccionar restauraciones rígidas y prótesis con materiales metálicos.

En algunos casos, ese material constituye la totalidad de la restauración, como en las incrustaciones y los pernos muñones. En otros, como en las coronas y las prótesis fijas, también puede constituir la totalidad de la restauración o complementarse una estructura metálica recubriéndola, total o parcialmente, con un material de base orgánica o cerámica.

Al realizar ese recubrimiento se busca obtener una restauración mecánica y estéticamente satisfactoria. Las razones para ese recubrimiento se encuentran, como es razonable suponer, en la necesidad de lograr combinar las características de forma, que permite alcanzar una estructura metálica, con las características ópticas posibles de lograr con otros materiales. Cuando se trata del caso de una corona y se recubre su cara vestibular, se acostumbra denominarla *corona con frente estético* o *corona veneer* (del inglés, chapa o capa exterior).

El material metálico utilizado con estas finalidades es una aleación (combinación de dos o más elementos con características metálicas) que se denomina "aleación para coladas dentales". En este capítulo se analizarán los requisitos que deben reunir, la composición, las propiedades y algunos aspectos del empleo de las aleaciones para coladas dentales. Se hará con aquellas que se usan para la confección de restauraciones rígidas y prótesis fijas totalmente metálicas o recubiertas total o parcialmente con materiales de base orgánica (por lo general composites).

En el capítulo 29 se completará el análisis de este tema cubriendo los mismos aspectos para las aleaciones utilizadas en estructuras a recubrir total o parcialmente con materiales de base cerámica (porcelana) y en el capítulo 32, para las que se emplean en la confección de prótesis parciales removibles.

Características requeridas

Una aleación metálica, para poder ser empleada en este tipo de trabajos odontológicos, debe reunir una serie de condiciones vinculadas con la reacción que puede darse en un medio biológico frente a su presencia y con las propiedades químicas, físicas y mecánicas.

Aspectos de tolerancia biológica

Como ante el uso de cualquier otro material, se deben evitar dos tipos de reacciones al colocar una aleación metálica en la cavidad bucal o en cualquier otra zona del organismo: reacciones inmunológicas y reacciones toxicológicas o mutagénicas.

Las primeras están vinculadas con la reacción producida en el organismo por la simple presencia del elemento que la desencadena. Estas reacciones pueden cubrir una gama que va desde manifestaciones en el tejido epitelial (piel, mucosas) hasta otras más severas en el resto del organismo. Existen elementos metálicos capaces de producir ese tipo de reacciones en algunas personas especialmente sensibles a ellos.

Esto no necesariamente contraindica su uso en la composición de las aleaciones para coladas dentales, pero hace necesario que el profesional esté atento a la posibilidad de reacciones. Por ello debe explorar, a través de una adecuada historia clínica, los antecedentes de cada paciente y, ante la duda o ante la presencia de esas reacciones, emplear aleaciones que no contengan el elemento responsable de ellas.

Las reacciones de índole tóxica son diferentes. No se producen por la sola presencia del elemento, en este caso, metálico, sino que éste debe ser vehiculizado para ser incorporado al medio interno. Por este motivo, una aleación puede contener un elemento que en sí mismo es tóxico. Si ese elemento está "fijo" en la estructura de la aleación y permanece en ella, no será capaz de producir una reacción de tipo tóxica. Lo hará si, por algún mecanismo mecánico o químico, es eliminado de la aleación e incorporado al medio interno.

Para explicar un poco más este concepto, recuérdese que en la amalgama dental (cap. 17) se utiliza mercurio, que es un elemento tóxico. Sin embargo, en la amalgama, el mercurio está combinado formando compuestos suficientemente estables en el medio bucal. Por otro lado, la posibilidad de desgaste mecánico de la amalgama es bastante reducida (por eso se emplea en zonas oclusales). Todo esto significa que es muy reducida la cantidad de mercurio que un paciente con restauraciones de amalgama incorpora a su medio interno.

Como consecuencia, las restauraciones con amalgama resultan seguras desde el punto de vista biológico, a pesar de contener un elemento reconocidamente tóxico.

A su vez, esto significa que las posibles reacciones tóxicas a la presencia de una aleación para coladas están relacionadas con las propiedades, especialmente químicas, que ella reúna.

Propiedades químicas

Para que una restauración metálica se mantenga inalterable en el medio bucal, la aleación para coladas con la que se la confeccione no debe corroerse (perder masa por disolución) ni pigmentarse.

El segundo aspecto citado, la pigmentación (*tarnish*, en inglés) se refiere a la formación de compuestos en la superficie de la aleación por reacción con elementos presentes en el medio donde está ubicada (en nuestro caso, el medio bucal). La pigmentación no representa un deterioro en cuanto a una pérdida de masa (corrosión) o de propiedades mecánicas. En esta situación puede ser tolerable, aunque es desagradable para un paciente observar que su restauración pierde su aspecto inicial (pulido brillante) o toma un color diferente del original.

Más perjudicial resulta la aparición de corrosión, que es un proceso que conduce a la destrucción química o electroquímica del material. La corrosión electroquímica se produce cuando un metal está en contacto con una solución acuosa conductora. En este caso, se producen procesos de reducción y oxidación (*redox*) con pasaje de iones del metal a la solución (oxidación) y con la reducción de alguna especie en el medio corrosivo. Pasan entonces iones metálicos al medio, y pueden depositarse productos de corrosión sobre la superficie como resultado de la interacción. La corrosión galvánica se puede producir cuando, en un mismo medio electrolítico (p. ej., la saliva), se encuentran dos materiales metálicos con diferente potencial de electrodo (posibilidad de transferir electrones al medio). Por ello debe evitarse el uso de aleaciones de composición muy disímil en la boca de un mismo paciente.

La corrosión química se presenta cuando las superficies metálicas reaccionan con un medio no iónico oxidándose (p. ej., aire seco a alta temperatura). El recubrimiento de óxido resultante puede ser "protector" o "no protector". En el primer caso protege el metal del ataque del medio y en el segundo, el ataque continúa.

La magnitud de producción de los fenómenos de corrosión está condicionada por las características del material y las del medio en el que está ubicado. Así, una misma aleación metálica puede experimentar un grado diferente de corrosión en el medio bucal de distintos pacientes.

Toda corrosión representa no sólo una alteración de la restauración en sí misma sino que también posibilita que los elementos presentes en su composición, que pueden ser tóxicos, sean incorporados al organismo y producir reacciones sistémicas no deseables.

Propiedades físicas

Algunas propiedades físicas son de interés en el caso de las aleaciones para coladas dentales. Las razones para ello están, en algunos casos, vinculadas más con la realización de los procedimientos técnicos de confección de la restauración (colada) que con el desempeño en el medio bucal.

Así, la *temperatura de fusión* es de importancia porque condiciona el tipo de aparatos necesarios para poder realizar su fusión o el tipo de revestimien-

to que se debe utilizar para confeccionar la cámara de colada. Se volverá sobre estos aspectos al analizar las técnicas de empleo de estas aleaciones.

El *coeficiente de variación térmica* determina qué contracción se producirá al enfriarse la aleación desde la temperatura a la que se solidifique (que corresponde a la temperatura de fusión) hasta la temperatura ambiente. A su vez, determinará el grado de expansión que será necesario alcanzar en el revestimiento para obtener lo que se denomina un bloque colado "compensado".

También hay que tener en cuenta la *densidad* durante el trabajo técnico de colada. Se ha mencionado en el capítulo 26 que las máquinas que se emplean para hacer llegar la aleación fundida a la cámara de colada (máquinas para colada) generalmente basan su accionar en la fuerza centrífuga. La fuerza generada en un movimiento circular depende de la velocidad de giro y de la masa que gira. Así, cuanto mayor sea la densidad de una aleación, mayor masa representará un determinado volumen a colar y más fuerza centrífuga se generará para una determinada velocidad de giro.

En resumen, es más fácil colar aleaciones de alta densidad. Cuando se emplean aleaciones de baja densidad, se hace necesario disponer de máquinas que, mediante una mayor velocidad de giro, permitan hacer llegar correctamente la aleación fundida a la totalidad de la cámara de colada.

La densidad también determina cuánto pesa un volumen de material dado. Una restauración pesa tanto más cuanto mayor es la densidad de la aleación con la que está confeccionada. Si la restauración es pequeña, ese mayor peso pasará inadvertido para el paciente pero, en prótesis de gran tamaño, es conveniente tener presente esta propiedad y orientar la selección hacia aleaciones de menor densidad que serán mejor toleradas.

Además, como los metales son comercializados fijando su valor por peso (por gramo), las aleaciones más densas obligan a utilizar una mayor cantidad de gramos que las menos densas para una misma restauración o prótesis. Este aspecto es de interés cuando se deben calcular los costos del material por emplear en la realización del trabajo.

El *color* no es una propiedad física de importancia sustancial en las aleaciones para coladas. No obstante, algunos pacientes pueden manifestar una cierta preferencia hacia las amarillas o "doradas", mientras que otros pueden hacerlo hacia las "plateadas". En todos los casos, los metales no son materiales con características ópticas que permitan simular los tejidos dentarios.

Propiedades mecánicas

La restauración o prótesis no debe romperse (adecuada resistencia) ni deformarse (adecuado módulo elástico y límite proporcional) ante las tensiones que se generen durante la función.

La *resistencia* es el aspecto menos crítico, ya que no es difícil obtener valores suficientes para asegurar la ausencia de fractura durante la función. La situación presente en las amalgamas, baja resistencia traccional que produce posibilidad de fracturas en espesores delgados, no se da en las aleaciones para coladas.

Las necesidades de ***rigidez*** (módulo elástico), determinada por la composición de la aleación, y la **garantía** de ausencia de deformación permanente son variables en diferentes situaciones clínicas.

Esta última característica mecánica, *límite proporcional, límite elástico* o *resistencia a la fluencia* es resumida, por lo general, mediante la evaluación de los valores de dureza. Así, para aleaciones de una determinada composición básica, se comercializan con frecuencia aleaciones "blandas", "medias", "duras" y "extraduras" (tipos I, II, III y IV, respectivamente), que representan valores de límite proporcional sucesivamente mayores.

En restauraciones pequeñas, y que van a estar sometidas a esfuerzos oclusales reducidos (incrustaciones), pueden utilizarse aleaciones "blandas" o "medianas". Esto facilita las tareas de terminación, retoque de pequeños defectos y pulidos.

En la medida en que aumenten las demandas mecánicas (coronas, prótesis) serán necesarias las aleaciones de mayor "dureza". Aunque así se ve dificultado el trabajo, se garantiza el mantenimiento y la durabilidad de la restauración.

Nótese que no es la dureza en sí misma la propiedad de interés, sino lo que ella representa en los materiales metálicos (indicador del límite proporcional para una determinada composición y de la posibilidad de deformación permanente).

Estas aleaciones, como todo material metálico, pueden manifestar un comportamiento elástico no totalmente acorde con la ley de Hooke. Esto se debe a la presencia del espacio intergranular donde los átomos no están ordenados (características amorfas).

Ese comportamiento viscoelástico, que puede evidenciarse como *creep*, sólo adquiere significación práctica cuando el material se encuentra a temperaturas próximas a las de su fusión. Como la temperatura de estas aleaciones es, según su composición, de algo menos o algo más de 1.000 °C, no debe esperarse que se evidencie *creep* durante su procesado ni durante su función en la boca de un paciente.

Efectivamente, debe tenerse en cuenta que se están analizando las aleaciones que se utilizan para restauraciones que se usan solas o con recubrimientos de base orgánica. El procesado de éstos puede requerir, en el caso de materiales de activación por calor de la polimerización, temperaturas que no llegan a superar los 200 °C cuando se lo hace bajo presión, lo que significa estar lejos de las citadas temperaturas de fusión.

Por otro lado, durante el uso clínico resulta obvio que la posibilidad de temperaturas que pudieran hacer evidente el fenómeno de *creep* es imposible de imaginar.

La situación es diferente en el caso del recubrimiento de aleaciones con materiales de base cerámica, tema que se analizará en el capítulo 29.

Composición y propiedades de las aleaciones para coladas

La combinación de propiedades requeridas en una aleación para coladas dentales puede obtenerse con cierta facilidad, partiendo de utilizar metales

nobles como base de la aleación (la base es el elemento metálico que se encuentra en mayor proporción en la composición).

Se consideran nobles los metales que sólo forman óxidos con dificultad. De esta manera, no se forman fácilmente óxidos que puedan solubilizarse y se garantiza protección contra los mecanismos de corrosión.

Los metales que entran en esta categoría son el oro y los seis metales del grupo del platino (platino, paladio, rodio, iridio, osmio y rutenio). En algunas situaciones, el metal plata puede ser considerado noble, pero no en la situación presente en el medio bucal.

De esos siete metales nobles, el oro tiene una temperatura de fusión (oro puro 1.063 °C) accesible fácilmente a la situación de trabajo en un laboratorio para trabajos odontológicos. Por este motivo ha constituido la base de las aleaciones para coladas dentales desde que se inició el uso de esta técnica a principios del siglo XX.

Sin embargo, el oro y algunos de los metales nobles (especialmente el platino) también son metales considerados dentro de la categoría de "preciosos". Este término no proviene de la química sino de la joyería y se usa para describir los metales de "precio elevado".

En la década de 1970, el precio del oro, hasta ese entonces fijo por acuerdos internacionales, fue liberado y subió a un nivel que hizo necesario buscar alternativas a las aleaciones a base de ese metal, para poder mantener la viabilidad económica para realizar restauraciones.

En la actualidad, y sobre la base de esta presencia de metales nobles en la composición, las aleaciones para coladas dentales se pueden reunir en los tres grupos siguientes: con alto contenido de oro, con algo de contenido de metales nobles y sin contenido de metales nobles.

Aleaciones con alto contenido de oro

En este grupo de aleaciones, el contenido en masa de metal noble (fundamentalmente oro) es mayor que el 75% del total. Como el oro (lo mismo que el platino) es un elemento de alta densidad, ese porcentaje es necesario para asegurar que en la aleación exista un átomo de ese metal noble por cada átomo de metal no noble y así se obtenga suficiente capacidad de resistir la oxidación y la corrosión en la aleación resultante.

El porcentaje de oro u oro y platino presentes (a partir del mínimo citado) y los restantes componentes determinan las propiedades (indicadas por la dureza) posibles de obtener. En el cuadro 27-1 se resume lo antedicho. Si bien los valores incluidos en la tabla pueden no corresponder a una aleación comercial específica, permiten tener alguna idea de la composición básica.

Puede observarse en el cuadro 27-1 que el contenido de oro disminuye a medida que aumenta la dureza e, inversamente, aumenta el contenido de cobre. En efecto, el cobre es el principal responsable de elevar los valores de las propiedades mecánicas, especialmente el límite proporcional y, por ende, la dureza.

Cuando ese contenido de cobre alcanza una relación con respecto al oro como se da en las de tipo IV y en algunas de tipo III, se hace posible reali-

Cuadro 27-1. *Composición típica de aleaciones con alto contenido de metales nobles*

Tipo de aleación	Oro	Cobre	Plata	Paladio Platino	Otros
I (blanda)	83%	6%	10%	0,5%	Balance
II (mediana)	77%	7%	14%	1,0%	Balance
III (dura)	77%	7%	10%	2,5%	Balance
IV (extradura)	75%	8%	11%	4,0%	Balance

zar tratamientos térmicos endurecedores y ablandadores. De esta manera se pueden modificar las propiedades (valor del límite proporcional) dentro de cierto rango. Estos aspectos se analizaron en el capítulo 4.

La plata es incorporada fundamentalmente para contrarrestar el color rojizo que tiende a otorgar el cobre a la aleación. El paladio y, en especial, el platino permiten elevar los valores mecánicos más allá de lo alcanzado con el cobre y entran significativamente en la composición de las aleaciones duras y extraduras.

Dentro de los componentes incluidos en la columna "otros", algunos merecen ser analizados en particular. El cinc suele utilizarse en pequeños porcentajes para proteger los componentes no nobles de la aleación (en especial el cobre) de la oxidación durante su fusión. Esto se logra porque el cinc se oxida con mucha mayor facilidad y "roba" oxígeno, lo que disminuye la posibilidad de oxidación del cobre.

También se incluyen por lo general pequeñas cantidades (unas décimas por ciento o menos) de metales como el iridio o el rutenio. Por su alta temperatura de fusión, actúan como núcleos de cristalización durante la solidificación. Así se obtiene una estructura de granos cristalinos pequeños que es más favorable, sobre todo cuando se deben utilizar pequeños espesores de aleación (p. ej., en biseles). Por este motivo, esos componentes se denominan "refinadores de grano".

Este conjunto de aleaciones con alto contenido de metales nobles permite la realización de casi todos los trabajos odontológicos de estructura totalmente metálica o con recubrimientos con materiales de base orgánica.

Sin embargo, su costo es muy elevado y su alta densidad, conveniente para facilitar la operación de colada, hace necesaria la utilización de una cantidad de gramos elevada para una determinada restauración. En conjunto, esto determina una situación de alto costo intrínseco del trabajo restaurador que hace aconsejable pensar en otras alternativas.

Aleaciones con algo de contenido de metales nobles

Con la finalidad de reducir el costo de la aleación, se diseñaron aleaciones en las que el contenido de metal noble es inferior al 75% de su masa. Lo que se hace es, básicamente, reemplazar de manera parcial o total el oro por el paladio.

Este último es también un metal noble, pero su densidad es bastante inferior a la del oro. Por ello no es necesario que su porcentaje en masa en la composición sea tan elevado para asegurar la presencia de suficiente cantidad de átomos de metal noble.

Esa menor densidad, unida a su costo inferior al del oro, significa una doble vía de ahorro en el momento de considerar el valor intrínseco de material utilizado en la confección de una restauración. Efectivamente, el valor de la aleación por gramo es más reducido (hasta la mitad o menos según la aleación en particular) y, por otro lado, se necesitan menos gramos para confeccionar una determinada restauración que si se empleara una aleación con alto contenido de oro.

En otro sentido, la menor densidad las hace más difíciles de colar y de obtener espesores delgados con facilidad.

Dentro de este grupo de aleaciones se pueden reconocer tres subgrupos en función de su contenido de oro:

a) con alrededor del 45-50% de oro (color amarillo menos intenso);
b) con menos del 40% de oro (color amarillo muy claro o plateado);
c) sin contenido de oro (color plateado).

El contenido de paladio y plata aumenta proporcionalmente a la disminución del contenido de oro y las del subgrupo (c) son, en realidad, aleaciones de plata-paladio (a veces se las conoce como aleaciones de "oro blanco").

Las propiedades de estas aleaciones se hallan en el orden del tipo III y IV (duras y extraduras) y, si bien son resistentes a la corrosión, tienen alguna tendencia a pigmentarse superficialmente (oscurecerse) que aumenta en la medida en que aumenta el contenido de paladio y disminuye el de oro, de la misma manera que lo hace la temperatura de fusión. Este último aspecto puede llegar a hacer necesario usar aparatos y revestimientos diferentes de los que se utilizan con las aleaciones con alto contenido de oro, como se analizará más adelante.

Aleaciones sin contenido de metales nobles

La manera de abaratar aún más el costo de la aleación es no utilizar metales nobles en su composición. Para que esto sea posible, la aleación debe contener, en suficiente cantidad, algún elemento metálico que, al no ser noble, tenga la posibilidad de "pasivarse" y transmitir esa propiedad a la aleación.

Recuérdese que la pasivación es un fenómeno que se manifiesta en algunos metales no nobles. Consiste en la formación, en la superficie, de una capa de óxido de elevada resistencia al desgaste, firmemente adherida al resto de la estructura y no soluble. La presencia de esa capa impide la corrosión del conjunto y posibilita utilizar el material en medios como el bucal.

Este fenómeno se manifiesta significativamente en tres elementos metálicos: el cromo, el aluminio y el titanio. Los primeros dos se emplean en las

aleaciones para restauraciones rígidas y puentes, como las que se están analizando en este capítulo (al encarar el análisis de las de uso con recubrimientos cerámicos se verá que también el titanio puede ser empleado en esos casos).

Aleaciones con cromo

Estas aleaciones contienen aproximadamente entre el 13% y el 25% de cromo, que es el responsable de brindar la pasivación que las protege de la corrosión y permite su uso en el medio bucal (incluso también en el medio interno en la consolidación de fracturas, válvulas cardíacas y otros usos médicos).

Pueden reconocerse dos subgrupos dentro de estas aleaciones: las de base níquel y las de base cobalto (recuérdese que la base de una aleación es el elemento presente en mayor proporción).

Las aleaciones de níquel-cromo contienen del 60% al 80% de níquel, cantidades menores de molibdeno (4-5%) y algunos otros elementos en cantidades muy inferiores. Estas aleaciones tienen propiedades mecánicas similares a las de tipo IV (extraduras). Una diferencia significativa con las aleaciones con metales nobles está en su valor de módulo de elasticidad. En las aleaciones de níquel-cromo es prácticamente el doble que en las aleaciones de metales nobles (200 frente a 100 GPa). Esta mayor rigidez es de interés en el caso de las restauraciones y, especialmente, las prótesis de gran extensión porque permiten reducir los volúmenes en los que deben ser confeccionadas.

Su densidad es la mitad de la de las aleaciones nobles (5-7 frente a 13-14 g/cm^3), lo cual, junto con la mayor temperatura de fusión (superior a los 1.200-1.300 °C), hace más complicada la operación de colada.

El níquel es un metal que tiene posibilidades ciertas de provocar reacciones alérgicas. Se considera que alrededor del 5% de las personas (el dato puede variar algo según qué comunidad se considere) pueden presentar reacciones principalmente en las mucosas o la piel.

Sólo en estos casos de intolerancia inmunológica es de interés buscar la alternativa de las aleaciones de cobalto-cromo que tienen composición similar pero, obviamente, con presencia de cobalto en lugar de níquel. En los casos habituales, ello no es conveniente para el caso de las restauraciones rígidas y prótesis fija, ya que son todavía más difíciles de trabajar (más duras en su superficie) que las de níquel-cromo y, por supuesto, que las de metales nobles. La situación cambia en el caso de las prótesis removibles, como se analizará en el capítulo 32.

Aleaciones de cobre-aluminio

Una alternativa de costo muy reducido son los denominados "bronces de aluminio". Se trata de aleaciones con base de cobre (85-88%) con poco menos del 10% de aluminio. Este último es responsable de la pasividad de la aleación.

Sin embargo, si bien pueden utilizarse con cierta seguridad en el medio bucal, su comportamiento en medios electrolíticos es inferior al de las otras aleaciones citadas (base de metal noble y con cromo).

Además de esos metales, estas aleaciones contienen porcentajes menores de níquel, hierro y otros metales. Debe tenerse presente que no deben contener cinc ya que, con la presencia de este elemento, aparecen las posibilidades de corrosión.

Las propiedades mecánicas son similares a las aleaciones duras y su temperatura de fusión supera algo los 1.000 °C.

Fusión y colada

Para fundir y colar las aleaciones analizadas se utilizan aparatos específicos. Con las aleaciones a base de metales nobles, y especialmente con las de alto contenido de oro, esa aparatología puede ser sencilla debido a su alta densidad y temperatura de fusión inferior a los 1.000 °C. Así, pueden ser fundidas con simples sopletes de aire comprimido y gas de la red domiciliaria, y coladas con máquinas relativamente sencillas.

Las aleaciones de mayor temperatura de fusión requieren sopletes que combinen el uso de gas de red o envasado con oxígeno, o aun gas acetileno con oxígeno. También puede generarse el calor necesario para la fusión a través de la inducción eléctrica mediante equipos destinados a tal fin.

En definitiva, las aleaciones de menor costo pueden demandar revestimientos más costosos y aparatos y técnicas más complejos, que deben ser ejecutadas correctamente por quien se ocupe de llevar a cabo el procedimiento.

El profesional que realiza los procedimientos clínicos y que, con frecuencia, deriva la realización de los procedimientos de laboratorio debe tener en cuenta estos aspectos. Sólo con la correcta realización y con la adecuada coordinación de ambos aspectos de la confección de la restauración rígida o prótesis se puede alcanzar el resultado clínico satisfactorio que se busca.

Ejercitaciones

- Enumere y justifique las propiedades que se requieren en una aleación metálica para utilizar en la confección de una incrustación o una corona.
- Clasifique las aleaciones para coladas en función de su composición química.
- Describa las diferencias que pueden esperarse en las propiedades de las aleaciones para coladas según su composición.
- Identifique las características de las aleaciones para coladas que se deben tener en cuenta durante el procedimiento que se emplee en la colada.



28 Porcelana

Cerámica

Los materiales cerámicos están constituidos por átomos metálicos y no metálicos. Pueden estar ligados por uniones iónicas y/o covalentes y tener estructuras ordenadas (cristalinas) o no ordenadas (vítreas). Este último aspecto (el ordenamiento atómico en la estructura) es de fundamental importancia para el tema por analizar.

Además, la palabra cerámica sirve para referirse a la técnica o al arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro o arcilla, mezclando agua con tierra. La consolidación de ese barro o arcilla, a la que se le da forma por moldeado y que permite construir un objeto "sólido", se logra por medio del calor (cocción).

Este arte y esta técnica nacieron casi con la humanidad, ya que las antiguas civilizaciones muchas veces son reconocidas a partir de objetos cerámicos encontrados en excavaciones y ruinas. Este hecho demuestra también la estabilidad química y física del material que le permite mantenerse a través del tiempo, lo cual está relacionado con la naturaleza de las uniones químicas de la estructura.

Existe un tipo particular de cerámica (en el sentido del arte y la técnica) que se caracteriza por su aspecto más delicado. Se conoce como *porcelana* y su definición es: "Loza (barro fino cocido) fina, transparente, clara y lustrosa".

Las porcelanas constituyen un grupo de materiales cerámicos que se obtienen a partir de tres materias primas fundamentales: caolín (una arcilla de fórmula aproximada $2SiO_2.Al_2O_3.2H_2O$), cuarzo (una forma cristalina de sílice, SiO_2) y feldespato (un alumino-silicato que contiene potasio y sodio y que en la forma de feldespato potásico responde a la fórmula $6SiO_2.Al_2O_3.K_2O$).

El feldespato, presente en las porcelanas, ayuda a formar la fase vítrea (por fusión del feldespato cristalino). Durante la fusión de esas materias pri-

mas, el cuarzo se disuelve en el vidrio feldespático; sin embargo, pueden encontrarse en la estructura cristales de cuarzo que no llegaron a disolverse.

El caolín, como arcilla, permite obtener la masa moldeable para el trabajo y se integra al feldespato al realizar la consolidación térmica o cocción. Contenidos de caolín mayores del 5% en la masa determinan la aparición de una fase cristalina denominada *mullita* que tiene un efecto opacificante.

En la porcelana tradicional, la que habitualmente se utiliza para los artículos domésticos como vajilla, coexisten estructuras cristalinas (cuarzo sin disolver, mullita) y amorfas (vidrio feldespático). Esa estructura también puede ser descrita como un vidrio cerámico (feldespato), con cristales de naturaleza cerámica.

Los cristales pueden ser incorporados durante la fabricación industrial o formarse durante el proceso de fusión (un ejemplo es la formación de los ya mencionados cristales de mullita). La presencia de esos cristales hace que las propiedades de la porcelana difieran de las del vidrio original sin cristales. Así, si la estructura es totalmente amorfa (vidrio) puede presentarse transparente (a menos que no esté pulido en su superficie o que se le incorporen pigmentos que absorban parte de la radiación de luz y otorguen un color determinado).

La porcelana es un tipo de estructura cerámica en la que coexisten un vidrio y cristales. Como éstos refractan la luz de manera algo diferente de la del vidrio, el camino que ésta recorre en la estructura se ve afectado. El resultado final es pérdida de transparencia que puede determinar translucidez, u opacidad, según la cantidad y el tipo de cristales presentes y su índice de refracción.

Por otro lado, una estructura cerámica tiene elevada resistencia a la compresión pero escasa resistencia a la tracción, al corte y, especialmente, a la flexión (una lámina de vidrio no admite ser flexionada sin fracturarse). La razón para estas características mecánicas está en las imperfecciones o defectos (dislocaciones) que existen en la estructura de todo material. La presencia de dislocaciones modifica el comportamiento mecánico que podría esperarse en una estructura sin ellas.

En materiales como los metálicos, las dislocaciones pueden propagarse al inducir una tensión. Así, se puede producir una deformación permanente significativa antes de una fractura (maleabilidad, ductilidad, tenacidad). En los materiales cerámicos esto no es posible, ya sea por la presencia de uniones covalentes que hace difícil desplazarlos o, si existen enlaces iónicos, porque estarían acercándose iones de igual carga, que tienden a rechazarse.

Por lo tanto, los materiales cerámicos presentan un comportamiento frágil, donde la fractura se produce en el rango de las deformaciones elásticas. Las dislocaciones presentes en estos materiales necesitan una tensión elevada para movilizarlas. Esto determina que presenten sólo una pequeña ductilidad a elevadas temperaturas.

Se ha comprobado que, en los materiales frágiles, los defectos superficiales e internos presentes actúan como concentradores de tensiones, amplificando localmente la tensión externa. En estas zonas habría, en consecuencia, una ruptura de las ligaduras atómicas, ruptura que se propaga hacia las zonas próximas en el material. De este modo, el valor de la tensión en la

punta de la fisura que se inició en un defecto (poros o rayas superficiales) es superior al de la tensión aplicada. En estas zonas, la propagación de la fisura produce la ruptura prácticamente súbita del material, sin ninguna deformación permanente previa. Se habla así de un fenómeno de ruptura catastrófico.

La incorporación de cristales en un vidrio hace que la propagación de esos defectos o rajaduras se vea dificultada o detenida. Sólo pueden propagarse si son capaces de atravesar o "rodear" el cristal. Por eso en una porcelana (combinación de vidrio y cristales), la resistencia flexural resulta superior a la del vidrio que se empleó para producirla. También en este caso, el aumento logrado en esa resistencia variará en función de la cantidad y el tipo de cristales incorporados. Cuanto más resistentes (duros) sean éstos, más difícil será atravesarlos con la dislocación y mayor será la resistencia final.

Para poder obtener una porcelana aceptable, el vidrio y los cristales utilizados deben ser compatibles (p. ej., tener parecido coeficiente de variación dimensional térmica para no separarse ni generar tensiones residuales durante un calentamiento o un enfriamiento). El feldespato y el cuarzo son compatibles y, por ello, han sido las bases de las porcelanas más comunes desde que fueron inventadas por los chinos en el siglo II antes de nuestra era.

Porcelana dental o cerámica dental

La porcelana se usa en odontología para construir restauraciones rígidas y prótesis, sola o como recubrimiento de estructuras metálicas (porcelana fundida sobre metal). Se hace referencia a este material con la denominación de porcelana dental o cerámica dental, aunque este último término denota la técnica de empleo junto con el material en sí mismo.

La composición básica responde a la descripción realizada antes y puede ser, de modo resumido, considerada un vidrio con carga reforzadora. La diferencia fundamental entre la porcelana o cerámica dental y la utilizada con otras finalidades, como la porcelana "decorativa", estuvo tradicionalmente dada por la diferencia en el contenido de caolín (arcilla). Esta sustancia (representa más del 50% de la masa en las porcelanas no dentales) permite la manipulación y el modelado pero, debido a que genera la ya citada formación de cristales de mullita, determina un resultado final muy o totalmente opaco. Esta situación, que no afecta su uso en la confección de, por ejemplo, vajilla, sí la hace no compatible con las necesidades de armonía óptica en los trabajos odontológicos.

Las porcelanas dentales contienen escasa o nula cantidad de caolín pero sí pigmentos (óxidos metálicos como los de hierro, cobre, manganeso, cobalto, etc.) que otorgan diferentes colores e, incluso, compuestos que brindan propiedades de fluorescencia similares a las de las piezas dentarias (habitualmente compuestos de los elementos conocidos como "tierras raras" en la tabla periódica).

Esta diferente composición de las porcelanas dentales determinada por la presencia del feldespato como componente fundamental da origen durante

la fusión de los constituyentes a la formación, a partir de esa sustancia, de un vidrio feldespático y cristales de leucita. Éstos tienen un índice de refracción similar al de la fase vítrea, por lo que se obtiene adecuada translucidez para el trabajo odontológico.

En la actualidad, la cerámica dental o porcelana dental responde a composiciones bastante diversas y puede, por estos motivos, definírsela como un material compuesto por óxidos metálicos que es conformado y luego consolidado por medio de un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian fases amorfas (vidrio) y cristalinas (cristales).

Esta definición indica la naturaleza cerámica del material, la presencia de dos tipos de fases en su estructura (vidrio y cristales) y la necesidad de la acción de temperaturas elevadas para su empleo.

Tipos y clasificación de las porcelanas dentales

La necesidad de calor para el empleo ha hecho que, tradicionalmente, las porcelanas dentales se hayan clasificado en función de la temperatura a que deben ser llevadas para poder realizar el trabajo (es común hacer referencia a esta temperatura como temperatura de "fusión" aunque el proceso no es realmente una fusión, como se analizará más adelante).

Así se acostumbra hablar de porcelanas dentales de:

Alta fusión	Alrededor de 1.300 °C
Media fusión	1.100-1.300 °C
Baja fusión	850-1.100 °C
Muy baja fusión	< 850 °C

En realidad, hoy se utilizan sólo las de baja y muy baja fusión en la confección de restauraciones y prótesis. Las de mayor temperatura de fusión se emplean (poco en la actualidad) para la fabricación industrial de dientes artificiales.

La citada clasificación tiene cierta utilidad, ya que indica el tipo de aparato (horno) que será necesario para alcanzar esas temperaturas y trabajar con una porcelana en particular. Sin embargo, no permite estimar las propiedades, por ejemplo las mecánicas, que pueden esperarse en la masa final. En efecto, las propiedades mecánicas no están determinadas por la temperatura a la que se realiza el trabajo, sino por la estructura del material que incluye el tipo y la cantidad de cristales presentes en la estructura bifásica. Esas propiedades mecánicas son las que determinan la posibilidad de uso de una porcelana en particular.

Así, por ejemplo, en una carilla o incrustación, la porcelana está razonablemente apoyada sobre la estructura dentaria remanente y una elevada resistencia flexural puede no ser demasiado crítica. En una corona o, con mayor razón en un puente, una resistencia flexural elevada es absolutamente necesaria para que no se produzca la fractura de la restauración durante el uso.

Por ello resulta más útil, en función del reconocimiento de las posibilidades de empleo de las distintas porcelanas o cerámicas dentales en diferentes situaciones clínicas, clasificarlas en función de los componentes o el modo de llegar a su estructura final.

Porcelana feldespática

Como se indicó, el feldespato es un mineral que se encuentra en la naturaleza y es un silicato formado por la mezcla de óxidos de potasio (o sodio o calcio), silicio y aluminio en determinadas proporciones. Su fusión da lugar al vidrio feldespático y cristales de leucita. Esta estructura tiene alta translucidez, pero los cristales no tienen un efecto reforzador significativo.

Su resistencia flexural no llega a 100 MPa, lo que hace que sólo puedan ser utilizadas en restauraciones que no reciban elevados esfuerzos oclusales. Una alternativa es usarla como recubrimiento de otras estructuras cerámicas o metálicas y con la finalidad de combinar sus condiciones mecánicas favorables con las características ópticas deseables de la porcelana feldespática.

Porcelana con alto contenido de leucita

Si se modifican la composición y el tratamiento térmico empleado en la fabricación, se pueden obtener cristales de leucita en cantidad y tamaño adecuados para lograr un mayor refuerzo mecánico de la estructura final.

Así se obtiene un aumento de los valores de resistencia flexural (pueden superarse los 100 MPa), lo que permite realizar restauraciones sometidas a esfuerzos mayores (p. ej., algunas coronas). Como la presencia de esos cristales de leucita quita algo de translucidez a la estructura final, puede recurrirse a la confección de una estructura inicial (núcleo o casquete que recubre una preparación dentaria o muñón) y luego recubrirla con una porcelana feldespática común.

Porcelana con alúmina

Para poder confeccionar coronas en zonas de elevado esfuerzo oclusal, y eventualmente puentes, se hace necesario que la resistencia flexural sea más elevada de lo que puede lograrse con las porcelanas feldespáticas con leucita.

La manera de conseguirlo es incorporando cristales de mayor "dureza", que sean compatibles con el vidrio y disminuir así las posibilidades de fractura.

Unos cristales que reúnen esas características son los de alúmina (óxido de aluminio, Al_2O_3), que es uno de los minerales de mayor dureza que está en la naturaleza (sigue al diamante en la escala Mohs de dureza).

En la medida en que se incorporan esos cristales en cantidades crecientes, una porcelana aumenta proporcionalmente su resistencia (la parte cerámica de las bujías de los motores a explosión, que es altamente resistente, está construida con una porcelana con muy elevado contenido de alúmina).

En odontología hay porcelanas (también denominadas porcelanas "alumínicas" o "aluminosas") con 35%, 50% y hasta más del 80% de su masa constituida por cristales de alúmina. Su resistencia flexural puede superar los 200 MPa e incluso llegar a casi 500 MPa (por supuesto, según el contenido de alúmina del producto en particular). En función de ello, puede ser utilizada para diversas restauraciones y, las de mayor resistencia, para algunos trabajos de prótesis fija.

El inconveniente de la incorporación de cristales de alúmina radica en su índice de refracción de la luz. Es completamente diferente del vidrio y, por ello, su presencia en la estructura final hace perder translucidez y, eventualmente, determina opacidad (cuando el contenido de alúmina es elevado).

Como es de imaginarse, esto significa que las porcelanas con alúmina se utilizan para confeccionar núcleos o casquetes que luego son recubiertos, total o parcialmente según las necesidades de armonía óptica de la restauración en particular, con una porcelana feldespática compatible (de similar variación dimensional térmica).

Porcelana reforzada con espinela

Una variación de este material es sustituir la alúmina por un óxido tipo espinela de Mg y Al ($MgAl_2O_4$ o $MgO.Al_2O_3$) Al_2O_4 De esta forma se logra mejorar la translucidez, pero perdiendo algo de resistencia.

Porcelana reforzada con circonia

Es una porcelana feldespática con fibras o cristales de circonia (óxido de circonio). En la circonia puede generarse una transformación de fase que produce un reordenamiento estructural. Como resultado de ella se logra detener la propagación de las fracturas que se generan en la estructura. La transformación ocurre a 1.173° C, pero puede ser retenida o estabilizada a temperatura ambiente utilizando óxidos como Y_2O_3 y CeO, entre otros. Así, por ejemplo, el agregado de circonia estabilizada con itria a la porcelana feldespática convencional produce mejoras en la resistencia a la fractura y a los cambios bruscos de temperatura. Sin embargo, la temperatura de fusión y la translucidez empeoran. También existen porcelanas donde se combinan cristales de circonia y alúmina en su composición.

Vitriocerámicas

Un tipo particular de cerámica dental es aquella en la que se trabaja para obtener una estructura (p. ej., una carilla o una incrustación) de vidrio. Para esto se funde un vidrio de composición específica y se lo cuela en un molde de revestimiento de manera similar a como se procede para colar una aleación metálica.

Obtenida la pieza de vidrio, se somete a un tratamiento térmico a temperaturas superiores a 1.000° C durante varias horas. Con esto, parte de los átomos del vidrio se ordenan formando cristales y determinando la formación de una estructura bifásica (vidrio y cristales). Los cristales son similares a la mica o a la hidroxiapatita, según la composición particular del producto de que se trate.

Las propiedades mecánicas que se alcanzan son superiores a las de una porcelana feldespática, pero no tan elevadas como las logradas en las que tienen alto contenido de cristales de alúmina.

Propiedades químicas

Debe tenerse presente que el vidrio de la estructura de las porcelanas puede ser disuelto con medios químicos apropiados (p. ej., ácido fluorhídrico). Esta última característica es útil para producir un "grabado" de la superficie de la porcelana (no es posible lograrlo en aquellas que contienen muy elevado contenido de alúmina, más del 80%). Así es posible ayudar a adherir materiales de base orgánica (composites) a ella, lo que se aprovecha para fijar las restauraciones al remanente dentario o para reparar algunos defectos en restauraciones de porcelana.

Una reacción similar de disolución del vidrio se produce por la acción de geles de compuestos de flúor acidulados como los que se usan en topicaciones. Este hecho debe tenerse presente para evitar dañar las restauraciones de porcelana durante la realización de procedimientos preventivos.

Técnicas de trabajo

Se analizarán someramente algunos aspectos de las técnicas que se emplean con mayor frecuencia en el trabajo con porcelana teniendo en cuenta que este tipo de tareas requiere una capacitación específica.

Sinterizado

Es la técnica de uso más frecuente para el trabajo en cerámica dental. Se parte básicamente de un polvo que se convierte en una masa sólida por elevación de temperatura en un horno. Habitualmente se habla de que se lleva la porcelana a su temperatura de fusión; sin embargo, debe notarse que sólo la superficie de las partículas llega a algo similar a la fusión. Por este motivo, el nombre específico para el procedimiento es *sinterizado*.

Al realizar la "cocción" de la porcelana feldespática, el vidrio feldespático que forma parte de la estructura del polvo se ablanda y fluye lo suficiente para causar la coalescencia de sus partículas y la unión de todas ellas entre sí. Este procedimiento se llama *sinterización con fase líquida* y se necesita una significativa diferencia entre la temperatura de fusión de las fases que componen en material.

El fabricante provee el material en forma de un polvo. Éste se obtiene industrialmente calentando los componentes apropiados previamente molidos.

Por ejemplo, en la porcelana común se hace con feldespato (70-85%), cuarzo (10-30%) y pequeñas cantidades de caolín (0-5%) hasta que se alcanza una temperatura a la cual la masa toma un aspecto de líquido de alta viscosidad (las uniones primarias hacen que no sea posible lograr algo muy parecido a un líquido verdadero). De esta manera, el cuarzo se mezcla y se disuelve parcialmente en el feldespato y, si existe caolín, se produce una reacción entre él y el feldespato. La masa fundida se enfría rápidamente y se obtiene la "frita". Ésta se muele junto con los pigmentos y opacificadores, lo que constituye el paso final en la obtención del polvo de porcelana dental. En muchas porcelanas dentales modernas del tipo feldespático la composición es algo distinta (sobre todo en lo relativo al contenido de cuarzo) y el polvo final puede considerarse como constituido exclusivamente por vidrio de feldespato y cristales de leucita formados a partir de él.

La frita molida se adquiere en el comercio y el que va a utilizarla es por lo general el técnico de laboratorio. En realidad, y para un producto determinado, se provee un conjunto de recipientes (avío) con polvos con algunas diferencias de importancia en su composición.

Algunos contienen una cantidad suficiente de cristales de alúmina para poder confeccionar con ellos los núcleos o casquetes de mayor resistencia. Otros contienen menos o no contienen esos cristales para poder recubrir el núcleo y obtener las propiedades ópticas requeridas. Estos últimos pueden tener opacificadores para imitar la dentina y otros los tienen en menor cantidad para imitar el esmalte dental.

Incluso se proveen frecuentemente polvos que sólo contienen vidrio (feldespato) y pigmentos para confeccionar una pequeña capa superficial sobre la restauración y obtener el aspecto último deseado (se acostumbra denominarlo "glaseador").

Cada uno de estos polvos, a su vez, es provisto con diferentes pigmentos e identificado con algún código que corresponda a una guía de colores que el profesional utiliza para indicar cuál es el más apropiado para el caso clínico en particular.

Para confeccionar las restauraciones o las prótesis, se mezcla el polvo apropiado para cada porción con agua destilada y se obtiene una pasta que se puede modelar. El agua debe ser destilada para que no contenga sustancias extrañas que podrían afectar el color final de la restauración. A veces se utilizan líquidos orgánicos especiales que permiten obtener una masa de consistencia de más fácil trabajo. Tanto el agua como el líquido especial sólo cumplen la función de formar una pasta trabajable; no generan ningún tipo de reacción con el polvo y se eliminan en el momento de la cocción, lo que determina una contracción (disminución de volumen) que se suma a la que puede producirse como consecuencia de la consolidación del polvo en una masa compacta (sinterizado).

La masa o pasta así obtenida se lleva (en general, con ayuda de un pincel) sobre el modelo de trabajo. En realidad, sólo se la lleva directamente sobre el modelo si éste es refractario (modelo de algún tipo de revestimiento) y por ello puede ser colocado en el horno para la cocción de la porcelana.

Si así no fuere, se debe adaptar primeramente sobre el modelo una lámina delgada (unas pocas décimas de milímetro de espesor) conocida como "matriz", confeccionada con un material muy maleable y de temperatura de fusión superior a aquella a la que se va a llevar la porcelana al horno. Por lo general, se utiliza para ello una lámina o folio de platino aunque, con algunas porcelanas, podría ser de oro. La porcelana se coloca sobre esta lámina ("matriz o folio de platino u oro") y se lleva con ella a la cocción.

Antes de colocarla en el horno, la masa modelada se somete a una vibración suave para eliminar la mayor cantidad posible de agua o líquido específico. Aunque así se disminuye la contracción, ésta aún tiene una magnitud significativa. La manera de compensarla es realizar la cocción por etapas. Luego de una primera se agrega material y se realiza una segunda y así sucesivamente según sea necesario. Por el aspecto que va tomando la masa luego de cada cocción se acostumbra a denominar *bizcochado* a cada una de ellas.

El régimen de calentamiento y enfriamiento en el horno y la temperatura para cada cocción deben realizarse siguiendo las instrucciones del fabricante, ya que dependen de la composición en particular de cada producto.

En la actualidad, los hornos para realizar este trabajo tienen acoplados sistemas que permiten hacer "vacío" (en realidad, disminución de la presión con respecto al ambiente) en algún momento de la cocción. Así, al reinstalarse posteriormente la presión ambiente, la masa se compacta y se eliminan los poros o, por lo menos, disminuyen su tamaño. La porcelana final resulta más densa y con propiedades ópticas y mecánicas más favorables.

Resumiendo, para confeccionar una restauración o prótesis, la porcelana no se coloca en un solo paso, sino que se combinan tres o más polvos con diversa composición (y propiedades finales) y diversos colores y translucidez. El núcleo central se hace con porcelana opaca y, generalmente, con alto contenido de alúmina. La mayor parte con polvo "dentina" o "cuerpo", que es también algo opaco y contribuye a darle color a la restauración. Por último, en incisal y en proximal se coloca un polvo más translúcido, justamente para imitar lo que sucede en un diente natural en esas zonas. Cada capa requiere una o más cocciones (bizcochados).

Una vez terminado el proceso de sinterizado (una corona, por ejemplo, requiere normalmente, por lo menos, tres cocciones), se obtiene la restauración. Para eliminar cualquier rugosidad o porosidad superficial (y, algunas veces, luego de una prueba en la boca para comprobar la adaptación y la forma lograda) se realiza el glaseado de la porcelana. Con él se obtiene una capa externa lisa, brillante e impermeable, y la restauración adquiere un aspecto más natural. Una manera de hacerlo es utilizar un glaseador que, como se dijo antes, es un vidrio de baja fusión que se aplica sobre la restauración después de terminada la última cocción. En el horno se procede a alcanzar su fusión.

Otro modo de obtener la superficie lisa y brillante consiste en prolongar un poco más la duración de la cocción final de la porcelana, que hace que el vidrio fluya hacia la superficie del material y así se logra el glaseado. El inconveniente es que esta forma de obtener el glaseado puede hacer perder la forma anatómica previamente obtenida.

Colada

Al describir los distintos tipos de porcelana se mencionó la vitriocerámica. El material es provisto comercialmente en forma de bloques de vidrio que se funden y cuelan en un molde o cámara de colada confeccionada en un revestimiento específico a partir de un patrón. El vidrio luego se trata térmicamente para convertirlo en una estructura bifásica, por su cristalización parcial.

El bloque cerámico así obtenido se "pinta" con un vidrio pigmentado (esmalte o glaseador) para obtener las características ópticas finales. También es posible confeccionar un núcleo que luego se recubre con porcelana utilizando la técnica de sinterizado ya descrita.

Inyección

Algunas porcelanas (en especial las que tienen alto contenido de leucita) son provistas en forma de bloques (por lo común cilíndricos) que pueden ser ablandados por calor. Con aparatos especiales se logra ese calentamiento y la masa ablandada se inyecta en un molde (podría ser llamado "cámara de inyección") hecho en un revestimiento a partir de un patrón.

Si es necesario, la pieza obtenida se colorea con esmaltes o se recubre con porcelana por sinterizado.

Infiltrado con vidrio

Para poder conseguir un alto contenido de cristales de alúmina y, así, una muy elevada resistencia flexural (casi 500 MPa) puede emplearse una técnica particular.

Por un lado, se suministra un polvo de cristales de alúmina especialmente preparado. Con él se hace una mezcla con un vehículo líquido y se modela un casquete o estructura. No se utiliza para confeccionar toda una restauración ya que; por la elevada cantidad de cristales de alúmina, el resultado final es extremadamente opaco. En un horno se logra una parcial sinterización del polvo (unión de las partículas sin llegar a su fusión), con lo que se obtiene un bloque poroso y no muy resistente.

Sobre ese bloque se coloca un polvo de vidrio (mezclado con un vehículo) que, al ser fundido en un horno, se introduce (se "infiltra") en los espacios entre los cristales. Así, la estructura que era de una fase (cristales) se transforma en bifásica (cristales y vidrio) y adquiere sus propiedades mecánicas finales.

Luego se procede a su recubrimiento con porcelana por sinterizado para obtener la forma y las características ópticas finales.

Tallado o torneado

Con determinados componentes y regulando el tamaño de la fase cristalina, es posible obtener porcelanas que pueden tallarse o tornearse sin que se astillen o fracturen. Para el uso en odontología, estos bloques de porcelana se proveen en distintos tamaños acordes con la restauración que se desee obtener.

El tallado se realiza por medio de tornos con fresas que son dirigidos por un programa computarizado. Las maneras que se pueden utilizar para que el programa establezca la forma a obtener son dos.

En uno de ellos esto puede hacerse realizando el diseño en una computadora, a partir de la información que se obtiene "leyendo" (con cámaras y programas que registran y digitalizan la información) las formas existentes directamente de la cavidad bucal de un paciente o de un modelo.

Con la información almacenada se procede a diseñar la forma a obtener en la pantalla de un monitor. El procedimiento se denomina *diseño asistido por computadora* o con la sigla *CAD*.

Concluido el diseño, se da la orden para que el programa correspondiente "dirija" el accionar del torno; es el *torneado* o *maquinado asistido por computadora* o *CAM*. Esta técnica de *CAD-CAM* permite obtener restauraciones de porcelana en pocos minutos y en el mismo ambiente clínico.

Otra posibilidad es que, con la ayuda de una computadora y el programa correspondiente, un torno "copie" la forma de un patrón en un bloque de porcelana. Este procedimiento es similar al que se utiliza para copiar una llave. En un lugar del aparato se ubica el patrón, en otra el bloque a tallar y la computadora y el programa se ocupan del resto.

Resumen

Como se ha analizado, combinando el uso de distintos tipos de porcelanas o cerámicas dentales es posible realizar trabajos odontológicos donde se logran adecuadas posibilidades mecánicas y ópticas.

Debe tenerse presente la necesidad de compatibilidad entre los productos que se combinan (p. ej., porcelanas para núcleo y para recubrimiento o esmalte), especialmente en relación con sus propiedades térmicas (coeficiente de variación dimensional térmica).

Las posibilidades pueden ampliarse aún más con la técnica de recubrimiento de estructuras metálicas con porcelana (cerámica o porcelana sobre metal), que se analizará en el próximo capítulo.

Ejercitaciones

- Describa la estructura básica de una porcelana de uso en odontología.
- Describa los mecanismos estructurales que posibilitan mejorar las propiedades mecánicas en las porcelanas dentales.
- Clasifique las porcelanas de uso actual en odontología y diferencie las propiedades y usos de cada una de ellas.
- Describa los procedimientos que se pueden utilizar en la realización de trabajos odontológicos con porcelana.

29

Porcelana sobre metal

Al analizar los aspectos relacionados con el material denominado *porcelana* o *cerámica dental*, se ha descrito cómo se pueden combinar en una restauración las necesidades mecánicas y ópticas. Se utilizan, para esto, materiales con estructuras diferentes en sus distintas partes: un núcleo de resistencia elevada (usualmente porcelana con alto contenido de cristales de alúmina) y un recubrimiento de adecuada translucidez (porcelana feldespática).

Otra opción consiste en confeccionar con el procedimiento de colada una estructura con un material metálico, dejando espacio suficiente en las zonas que se quieren recubrir.

Una vez que se completa esa infraestructura (y por lo general después de su prueba en la boca del paciente para constatar su correcta adaptación y forma), se termina el trabajo con una porcelana de propiedades ópticas apropiadas (porcelana feldespática). Ésta se trabaja a partir de un polvo con el que se prepara una masa que puede ser modelada recubriendo la parte metálica tal como el caso clínico lo demande. Luego se lleva el conjunto a un horno para porcelana (con posibilidades de generar "vacío") y se procede a realizar el sinterizado (vulgarmente, "fusión" o "cocción") de la porcelana.

Para que el trabajo final resulte satisfactorio es necesario, como en todas las situaciones en que se combinan materiales, que se genere una adecuada unión (adhesión) entre la estructura metálica y la cerámica y que ambas tengan propiedades que las hagan compatibles para que esa unión no se pierda en ningún momento.

A lo largo de este capítulo se analizarán algunos aspectos de las propiedades y composición de las porcelanas y las aleaciones a utilizar en esta técnica.

Porcelanas para la técnica sobre metal

La porcelana que se utiliza "cocida" (o sinterizada) sobre estructuras metálicas debe reunir ciertas condiciones. Una, fundamental, está relacionada

con su coeficiente de variación dimensional térmica, que no debe ser muy distinto del del metal sobre el que se la procesa ("funde"). De lo contrario, al enfriarse a temperatura ambiente desde la temperatura a la que fue realizada la "cocción" (sinterizado), pueden generarse tensiones que separan ambas estructuras o que producen rajaduras y roturas (inmediatas o mediatas) en la estructura cerámica.

Las fases presentes en la porcelana están determinadas por las proporciones en las que se encuentran sus componentes y por el tratamiento térmico a que sean sometidas. Regulando de manera adecuada estos factores para que se vea favorecida la formación de cristales de leucita, se consigue elevar el coeficiente de dilatación de estas porcelanas por las propiedades térmicas de esta fase. Así, cuanto mayor es el porcentaje presente de estos cristales, más alto es el valor del coeficiente de dilatación, y puede adecuárselo a la necesidad mencionada de los sistemas donde se combinan la porcelana y el metal.

En resumen, la relación leucita/vidrio determina el valor del coeficiente final de la porcelana. Como el valor requerido puede variar en las diferentes capas de porcelana que se ubican sobre la estructura metálica para lograr que el cerámico trabaje en compresión, esa relación puede variar en el producto en particular utilizado en cada una de ellas.

Comercialmente, la porcelana que se usa sobre metal es provista en polvo para preparar una pasta que se modela sobre la infraestructura metálica previamente confeccionada. El polvo es "opaco" (contiene opacificadores como óxidos de estaño, titanio o circonio) y permite confeccionar una primera capa que enmascara el metal. Sobre ella se coloca la mezcla de color y opacidad necesarios para obtener la armonía óptica deseada.

Aleaciones para porcelana sobre metal

Propiedades requeridas

Las propiedades generales que se han analizado al tratar el tema de las aleaciones de uso en coladas dentales también son de aplicación en este caso, por ejemplo, lo vinculado con la tolerancia biológica (evitar las reacciones inmunológicas y tóxicas).

Estas aleaciones también deben asegurar su estabilidad en el medio bucal (ausencia de corrosión) pero, en este caso, esas propiedades químicas adquieren una dimensión especial. En efecto, para no corroerse no deben formar óxidos solubles en el medio bucal. Sin embargo, junto con este requisito en este caso es necesaria la formación en su superficie de óxidos que sean solubles en la fase vítrea de la porcelana, en el momento en que ésta es "fundida".

La disolución de los óxidos por el vidrio (que fluye en estado semilíquido durante la cocción de la porcelana y moja la superficie del "metal") y su posterior enfriamiento y solidificación conjunta es lo que determina el logro de la adhesión química entre la estructura metálica y la cerámica.

Para que la unión lograda a través de esa capa de óxido no se pierda, es necesario que la aleación tenga un coeficiente de variación dimensional térmica similar al de la porcelana que se va a colocar sobre ella.

Esta combinación de propiedades térmicas es de fundamental importancia para el éxito final, y sólo se logra utilizando la combinación apropiada de aleación y porcelana. Significa que el que construye o indica la construcción de la restauración de porcelana sobre metal debe tener claro que *no* se puede usar cualquier aleación de cualquier composición con cualquier porcelana de cualquier composición.

Otra propiedad de importancia está vinculada con la temperatura de fusión. La aleación debe tener una temperatura de fusión bastante más elevada (preferentemente varios cientos de grados centígrados) que la necesaria para la "fusión" de la porcelana.

Este requerimiento está vinculado con la necesidad de evitar que la estructura metálica se encuentre, en el momento de colocarla en el horno para recubrirla con la porcelana, a temperaturas próximas a las de su fusión. Si así fuera, estarían dadas las condiciones para que se manifieste un comportamiento no totalmente elástico, generado por la presencia de la estructura amorfa en el espacio intergranular. Una situación de esta naturaleza sería suficiente para producir *creep*. La deformación así producida determinaría un cambio de la forma –una deformación– que alteraría su correcta adaptación en la cavidad bucal, previamente constatada.

Esa temperatura de fusión necesariamente elevada (bastante superior a los 1.000 °C) contraindica el empleo de revestimientos con yeso para los procedimientos de colada y obliga al empleo de aquellos con aglutinantes de fosfatos.

Por último, y ya vinculado con el funcionamiento del conjunto en la boca y con la acción de las fuerzas de oclusión sobre él, la aleación metálica debe brindar un soporte de elevada rigidez a la porcelana. La porcelana que se combina con el metal es del tipo feldespático y cualquier deformación es suficiente para que se produzca su fractura debido a su escasa resistencia flexural. (Recuérdese la situación de una lámina delgada de vidrio apoyada sobre una mesa de elevada rigidez o sobre el colchón de una cama.) Por ello, las aleaciones para porcelana sobre metal deben tener valores elevados de módulo elástico.

En resumen, una aleación para ser utilizada en la técnica de porcelana fundida sobre metal debe (además de reunir las condiciones generales requeridas para cualquier aleación de uso en odontología):

a) Ser capaz de formar óxidos que interactúen con el vidrio de la porcelana que será "fundida" sobre ella.
b) Tener un coeficiente de variación dimensional térmica compatible con el de la porcelana que será "fundida" sobre ella.
c) Tener una temperatura de fusión bastante más elevada que aquella necesaria para la "fusión" de la porcelana que se va a utilizar para su recubrimiento.
d) Poseer un módulo de elasticidad suficientemente elevado para brindar un soporte de adecuada rigidez a la porcelana.

Composición y propiedades

Las aleaciones que se utilizan en la técnica de "porcelana fundida sobre metal" pueden clasificarse según su composición. El criterio es similar al que se emplea con las aleaciones para coladas dentales de uso para restauraciones totalmente metálicas o para recubrimientos con materiales de base orgánica. Así puede hablarse, en primera instancia, de aleaciones de base noble y de base no noble y, dentro de cada una de ellas, establecer subgrupos.

Aleaciones de base noble

Como su nombre lo indica, en estas aleaciones los principales componentes son metales nobles. Estos metales se caracterizan por no formar óxidos con facilidad y, por ello, estas aleaciones deben necesariamente incluir en su composición alguna cantidad de elementos aleantes (metales) capaces de formar óxidos superficiales que puedan reaccionar con el vidrio de la porcelana.

Todas las aleaciones de este grupo contienen un porcentaje (10% o menos) de estaño o indio. Los óxidos que ellos son capaces de formar en las aleaciones son los que permiten la adhesión de la porcelana por el mecanismo descrito.

La composición genérica de las aleaciones de este grupo se muestra en el cuadro 29-1, que no incluye los elementos formadores de óxido citados. Como se puede ver, dentro de esta categoría existen dos subgrupos que, según la base, pueden ser oro o paladio.

Las primeras son de costo más elevado tanto por su valor intrínseco como por su mayor densidad, que obliga al empleo de mayor cantidad de masa para una restauración de un determinado volumen.

Dentro de ellas, las más utilizadas son las que contienen sólo oro y paladio (además de los metales que producen la formación de óxidos, por supuesto). La incorporación de plata aumenta las posibilidades de decoloración de la porcelana que luego se coloca sobre la infraestructura metálica.

Cuadro 29-1. *Composición típica de las aleaciones de base noble para porcelana fundida sobre metal*

Base	Oro	Platino	Paladio	Plata	Cobre	Cobalto
	85	8	5			
Oro	53		27	16		
	52		39			
	35		57			
	19		48	26		
Paladio			60	28		
	2		79		10	
	78					10

Nótese que estas aleaciones no contienen cobre o lo contienen en porcentajes muy bajos, a diferencia de las aleaciones que no son para ser recubiertas con porcelana. El cobre disminuye la temperatura de fusión en sus aleaciones con oro, lo que favorece la posibilidad de *creep* durante la cocción del material cerámico. Además, su presencia modifica el color del óxido superficial, lo que produce una tendencia a que aparezca un color verde que puede afectar las propiedades ópticas del trabajo final.

Las aleaciones de base paladio con plata que son utilizadas con porcelana no deben ser confundidas con las de plata/paladio (mayor contenido de plata que de paladio) que se usan en restauraciones totalmente metálicas o con recubrimientos de base orgánica. Las aleaciones de paladio/cobre y de paladio/cobalto son de empleo menos frecuente.

Este subgrupo de aleaciones representa una alternativa a las aleaciones del subgrupo anterior aunque, si no se utilizan técnicas cuidadosas, pueden observarse decoloraciones o pigmentaciones en la porcelana que se cocina sobre ellas.

Al usar estas aleaciones de base noble debe asegurarse la formación de una capa de óxido que permita obtener una adecuada unión porcelana-metal.

Aleaciones de base no noble con cromo

En estas aleaciones, la presencia de cromo es responsable tanto de la pasivación que asegura la inalterabilidad en el medio bucal como de la formación de óxido que permite la unión metal-porcelana.

La base de aleación puede ser níquel (componentes principales: níquel, 62-78%; cromo, 13-22%; molibdeno, 4-9%). En algunos productos comerciales se incorpora poco menos del 2% de berilio para modificar propiedades tales como facilidad de colada, tamaño de grano y control del espesor de la capa de óxido.

La presencia de berilio obliga a tomar precauciones durante la operación de fusión y colada y durante el acabado y pulido. La inhalación de gases o polvo de este elemento produce reacciones tóxicas en la piel o de tipo respiratorio que pueden resultar graves.

Para los casos de pacientes en los que se detectan reacciones inmunológicas a la presencia de níquel se comercializan aleaciones con cromo pero de base cobalto (componentes principales: cobalto, 52-55%; cromo, 25-28%).

Las principales ventajas de las aleaciones con cromo para la técnica de porcelana sobre metal están dadas, además de su bajo costo, por su elevado valor de módulo de elasticidad (prácticamente el doble del de las aleaciones de base noble) y su reducido *creep*, motivado especialmente por su muy elevada temperatura de fusión. Estas propiedades las hacen especialmente útiles en la confección de puentes de tramo largo (reemplazo de dos o más piezas dentarias). También su baja densidad ayuda a que el trabajo construido no tenga un peso elevado aun cuando sea de gran extensión.

Cuando se emplean estas aleaciones se debe tener cuidado de no generar capas demasiado gruesas de óxido. Esas capas gruesas tienden a romperse (fractura cohesiva), con lo que se separa porcelana por ruptura de la capa de óxido metálico.

Aleaciones de base titanio (no noble)

El titanio, al igual que el cromo, forma un óxido protector que puede reaccionar con un vidrio y producir la unión metal-cerámica. En la actualidad existe un creciente interés en el uso de titanio como material de restauración, principalmente por su alta biocompatibilidad, determinada en parte por la altísima resistencia a la corrosión que posee este material, producto de la pasivación (formación de una capa de óxido que protege ciertos metales). Esto, a su vez, se debe a la elevada afinidad del titanio por el oxígeno: a los pocos nanosegundos (10^{-9} segundos) de estar expuesto a la atmósfera, el titanio comienza a formar una importante capa de óxido inerte y muy adherente sobre su superficie, que lo protege. Estas capas son especialmente inertes al ataque electroquímico.

Sin embargo, existen algunos problemas, todavía no del todo resueltos, con la colada, la soldadura y la adhesión del titanio a la porcelana. Por un lado, el titanio tiene baja densidad, lo que dificulta su colada. Para ello se han fabricado máquinas de colada que pueden desarrollar aceleraciones de hasta veinte veces la de la gravedad (para compensar la poca fuerza centrífuga generada por la baja densidad) y también el uso de hornos de arco que utilizan vacío y atmósfera controlada de argón.

A su vez, resulta difícil encontrar el revestimiento apropiado para utilizar durante la colada. El titanio se funde a 1.700 °C y es complicado encontrar un revestimiento que soporte esas temperaturas sin reaccionar con la superficie del metal durante la colada.

Otra desventaja del titanio es su bajo módulo de elasticidad. Debido a esto, el titanio está contraindicado en la realización de infraestructuras metálicas para puentes con tramos extensos.

A causa de la elevada afinidad del titanio por el oxígeno, el sinterizado de la porcelana tiene que llevarse a cabo a menos de 800 °C, para prevenir la oxidación excesiva del titanio. Esto ocurre porque la continua oxidación del titanio durante la sinterización de la porcelana hace que su óxido se transforme en no adherente, lo que dificulta la unión del metal con la porcelana. Por esta razón se han desarrollado para esta aplicación porcelanas de muy baja fusión (inferior a 850 °C).

Para superar algunas de estas dificultades, se ha desarrollado un sistema comercial para la construcción de coronas y puentes (en general de tres piezas). Se utiliza, en lugar de la colada, una máquina de molido para duplicar troqueles en grafito. Luego, el troquel de grafito se emplea como patrón para formar la porción interna de la corona. Para ello se usa un lector láser, que "lee" los márgenes de terminación del tallado del troquel de grafito y transmite esta información a una computadora. Es decir que la computadora "incorpora" la forma y los límites exactos de la preparación dentaria y, a su vez, transmite la información a una máquina de desgaste por descargas eléctricas y posterior fresado. Con esta información, la máquina puede darle al casquete de titanio la forma externa e interna.

La compañía responsable de este sistema es la que fabrica los casquetes. Como la información (es decir, el modo de la preparación en el troquel) pasa del lector láser a una computadora, esa información se puede enviar a través de un módem (sistema de comunicación entre computadoras que utiliza una línea telefónica convencional) desde el lugar en el que se esté "tratando" al paciente hasta el lugar, sede de la compañía.

De esa manera, casi en el acto, se recibe toda la información que se necesita para fabricar un duplicado del troquel en grafito y el casquete metálico que enviará a vuelta de correo. Luego, al recibir el casquete, el técnico de laboratorio lo cubre con una porcelana compatible de muy baja fusión.

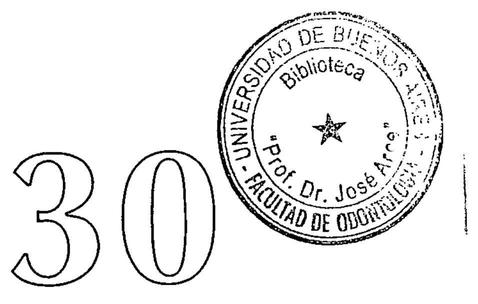
Otras alternativas de estructuras metálicas para porcelana

Aunque su uso es muy poco frecuente, debe mencionarse que existen sistemas en los que se confeccionan delgadas estructuras metálicas con láminas de platino o con oro por electrodeposición. Después de oxidadas convenientemente, se las recubre con porcelana.

En estos casos, las propiedades mecánicas del conjunto se obtienen a partir de la formación de una capa interna en la restauración en la que no es fácil generar y propagar rajaduras.

Ejercitaciones

- Justifique la utilización de la técnica de trabajo en porcelana sobre metal en odontología.
- Enumere las propiedades deseables en la porcelana y en las aleaciones metálicas para utilizar en la técnica de porcelana sobre metal.
- Clasifique las aleaciones para técnicas de porcelana sobre metal en función de su composición química.
- Describa las diferencias que se pueden esperar en las propiedades de las aleaciones para técnicas de porcelana sobre metal según su composición.



30 Soldadura

Como se ha descrito en capítulos anteriores, las partes metálicas se obtienen por medio de los procedimientos de colada, labrado y, aunque esto es mucho menos frecuente en la actualidad, por tallado de bloques a través de mecanismos computarizados.

Cuando se confeccionan dispositivos o aparatos complejos o extensos (p. ej., puentes odontológicos extensos o ciertos aparatos ortodónticos) puede ser conveniente confeccionar partes de ellos y luego unirlas para conseguir el trabajo final. Esa unión de partes confeccionadas en materiales metálicos se realiza por medio de una *soldadura.*

Como resultado de este procedimiento, las partes quedan unidas o adheridas en función de la generación de enlaces metálicos entre ellas. Cuando esto se logra directamente y sin interposición de ninguna sustancia entre ambas, se habla de una soldadura autógena. En la mayoría de los trabajos, la unión se logra sobre la base de la interposición entre las partes de una aleación para soldar o simplemente "soldadura", que en estado líquido fluye entre ambas. Puede considerarse que esta técnica de soldadura por aleación es un procedimiento de adhesión en el que se emplea un adhesivo de naturaleza metálica.

Como en cualquier otra situación en la que es necesario generar adhesión, deberá tenerse presente para lograr un buen resultado que no basta disponer de un adhesivo adecuado (en este caso, aleación para soldar), sino que las partes a unir deben ser preparadas adecuadamente. Por ello, las condiciones que debe reunir una aleación para soldar y la superficie sobre la que actúe son básicamente las mismas que se han analizado en diversos capítulos de este texto cuando se describieron situaciones de empleo de mecanismos de adhesión.

Así, es necesario que la aleación para soldar en estado líquido tenga posibilidad de fluir y "mojar" las superficies que debe unir para que se puedan generar las uniones químicas que produzcan la adhesión. En estado sólido, por otro lado, deberá tener las propiedades químicas (ausencia de corrosión)

y mecánicas para que la unión no se deteriore o se pierda durante el uso. Al mismo tiempo, las superficies por unir deben tener energía superficial, asegurada por la ausencia de contaminación, suficiente para dejarse "mojar" por la aleación para soldar en estado líquido.

Aleaciones para soldar

La composición de la aleación para soldar está determinada por la composición de las partes metálicas sobre las que se la pretende utilizar. En primer lugar, ello está condicionado por la necesidad de que la aleación para soldar pueda fluir y "mojar" con facilidad a una temperatura por lo menos un centenar de grados inferior a la temperatura de solidus de la aleación que constituye las partes. De lo contrario, sería imposible realizar la operación de soldadura sin destruir, por lo menos parcialmente, esas partes.

Por eso, para seleccionar la aleación para soldar es fundamental conocer la composición de la que se utilizó para confeccionar las partes a unir. Cuando se prevé realizar operaciones de soldadura debe seleccionarse, para la confección de las partes, una aleación metálica en la que el respectivo fabricante indique, y eventualmente provea, la aleación que se debe emplear para ello.

En una descripción general se usan aleaciones para soldar, de base noble, para soldar partes confeccionadas con aleaciones de base noble. Para soldar las de base no noble deben seguirse las directivas del proveedor de la aleación. Un caso interesante es la soldadura de partes de acero inoxidable que, al perder su pasividad ante temperaturas no muy elevadas (véase cap. 4), requiere aleaciones para soldar que sean líquidas a temperaturas relativamente muy bajas (p. ej., aleaciones de plata-cobre).

El caso de la soldadura de partes que están confeccionadas en porcelana sobre metal o en una aleación metálica para ser luego recubierta con porcelana necesita algunas consideraciones adicionales. Si la soldadura se realiza antes del recubrimiento, debe preverse que esa zona tendrá que soportar las temperaturas a las que luego será llevada la porcelana para su "cocción" y mantenerse estable. Si se efectúa después de recubrir las partes con porcelana, la aleación para soldar debe fluir a temperaturas que no afecten la estructura metálica ni la cerámica. En estos casos también es necesario disponer de indicaciones de los fabricantes de los materiales involucrados con respecto a la selección de esa aleación para soldar.

Fundentes para soldaduras

En el procedimiento de soldadura se utilizan *fundentes* con la finalidad de eliminar posibles óxidos de la superficie de las partes a unir ya que, de estar éstos presentes, la aleación para soldar no podría fluir y "mojarla" para generar adhesión. Los fundentes son sustancias que al ser calentadas pueden disolver y eliminar esos óxidos de la superficie. Además, pueden actuar

como reductores o protegiendo, por mera presencia, la superficie para evitar la formación de nuevos óxidos.

La composición del fundente está determinada por el tipo de óxido que hay que eliminar. En el caso de las aleaciones de base noble, el componente fundente principal está representado por compuestos de boro, como el bórax (borato de sodio hidratado). En las aleaciones de base no noble se hace necesario disolver óxidos más estables, como el de cromo. Por ello se incorporan, junto con esos compuestos de boro, fluoruros que permiten lograr ese objetivo.

Técnicas para la soldadura por aleación

Cuando es necesario unir las partes en una posición definida, como en el caso de las partes que constituyen un puente odontológico, el procedimiento es el de *soldadura con inclusión en revestimiento*. Las partes se fijan provisionalmente en la posición deseada con un material orgánico (p. ej., cera "adhesiva") y así se incluyen en una masa plástica de un revestimiento, dejando expuestas las zonas en las que se debe efectuar la soldadura. Este revestimiento tiene una composición similar a la descrita para los revestimientos para coladas, aunque se trata de que tenga menor capacidad de expansión térmica para evitar el desplazamiento excesivo de las partes a unir. Producido el fraguado, se elimina el adhesivo provisorio, con lo que las partes quedan en posición, fijadas por el revestimiento, y se realiza la soldadura propiamente dicha.

Cuando la posición relativa de las partes a unir no es tan crítica, como sucede en algunos trabajos de unión de alambres de uso en ortodoncia, puede recurrirse a la *soldadura aérea*. En ella, las partes son soldadas mientras se las sujeta en forma manual con la ayuda de pinzas.

El calentamiento de las partes a unir y de la aleación para soldar puede realizarse por diferentes medios. El conjunto a unir puede ubicarse en un horno apropiado para ello o recurrirse a la llama de un soplete cuyo tipo (gas natural/aire, gas natural/oxígeno, acetileno/oxígeno) depende del nivel de temperatura que requiera la aleación para soldar que se está usando.

Las partes (p. ej., coronas) construidas en titanio pueden soldarse por calentamiento directo en la zona a unir (soldadura autógena) mediante la energía que produce una radiación de tipo láser de alta potencia.

Soldadura eléctrica de acero inoxidable

En ortodoncia es frecuente utilizar partes (alambres u otras) de acero inoxidable. Como esta aleación es de una conductividad eléctrica relativamente baja, es posible generar suficiente calor para producir una soldadura haciendo circular corriente eléctrica entre las partes.

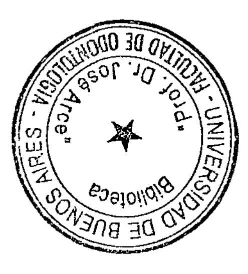
Para llevar a cabo este procedimiento se emplea un dispositivo que transmite a través de electrodos de extremo puntiforme una corriente eléctrica de

intensidad relativamente alta (aproximadamente entre 200 y 800 amperes según las medidas de las partes a unir). Cuando esa corriente eléctrica llega a las partes que se ubican entre los electrodos, se genera el calor necesario debido a la resistencia que el acero ofrece a su circulación (recuérdese la ley de Joule, que describe este fenómeno).

Como las partes quedan unidas en esa zona de contacto, la técnica se conoce con el nombre de "soldadura por puntos". En aplicaciones industriales y otras no odontológicas se emplea también otro tipo de soldadura basada en el uso del calor generado por electricidad que se conoce como "soldadura por arco voltaico".

Ejercitaciones

- Describa situaciones en las que se utilice el procedimiento de soldadura en trabajos odontológicos.
- Identifique las características deseables en una aleación para soldar.
- Enumere las diferencias entre las técnicas de soldadura aéreas y en las de soldadura por inclusión en revestimiento.
- Justifique el uso de fundentes en las técnicas de soldadura por aleación.



31

Agentes cementantes

Las restauraciones de inserción rígida y los puentes odontológicos deben fijarse a las estructuras bucales –estructuras dentarias o elementos que las reemplazan– para que no se desprendan cuando están en función.

Debe tenerse presente que, en estos casos, las estructuras sobre las que se asientan las restauraciones son preparadas sin zonas retentivas, pues si así no fuera no sería posible adaptar sobre ellas un bloque rígido que no se deforma al ser llevado a su posición final. Puede suceder que ambas partes (el diente y la restauración) contacten en varios puntos de sus superficies y se genere fricción entre ambas. Esto produce cierta retención que no siempre es conveniente, ya que impide que el medio de fijación fluya satisfactoriamente entre las partes.

Por otro lado, es prácticamente imposible lograr contacto total entre ambas partes. Las dos son sólidas, y a pesar de que sus superficies parezcan lisas macroscópicamente, son rugosas cuando se las considera en el orden microscópico o atómico. En consecuencia, cuando se colocan en aposición sólo están en contacto las "elevaciones" o puntos altos. Esto genera un espacio entre ambas superficies en el que no es posible evitar la entrada y colonización de microorganismos presentes en la cavidad bucal (o sea que se produce la denominada *filtración marginal*).

Aparece por ello la necesidad de disponer de un material capaz de cubrir ese espacio generando el sellado de la interfase y que, mediante algún tipo de mecanismo de adhesión, permita que las partes se mantengan en contacto.

En función de estas consideraciones, la operación de "cementado" o "fijación" se lleva a cabo utilizando un material líquido o que contenga un líquido, en el momento de su colocación, que fluya, moje las superficies, penetre en sus irregularidades y llene el espacio entre ambas estructuras involucradas.

La situación es similar a la que se produce al poner en contacto dos láminas de vidrio pulido una contra otra. Aun cuando se las presione, no se ma-

nifiesta tendencia a producir adhesión entre ellas. Sin embargo, si se interpone una película de agua entre las láminas puede llegar a ser muy difícil separarlas por tracción. La energía superficial del vidrio es lo suficientemente elevada para atraer las moléculas de la película de agua.

Para producir adhesión de esta manera, el líquido tiene que fluir con facilidad sobre todas las superficies involucradas y adherirse a los sólidos que las constituyen. Ese espacio que se genera entre las partes a unir es un verdadero espacio capilar.

La distancia entre las placas (tamaño del capilar) determina la capacidad de un líquido de tensión superficial apropiada para fluir y llenar el espacio. Esto refleja un objetivo esencial en la confección de restauraciones rígidas (que sólo se logra sumando éxitos en cada paso operatorio seguido por el odontólogo y por el técnico que cumple los pasos de laboratorio) y que es la correcta adaptación del bloque a la estructura dentaria con la menor brecha posible entre ambas partes.

En esta situación hay que utilizar un material para lograr el objetivo buscado (retención y sellado) que se conoce como *agente cementante*. La palabra cementante alude al uso de una sustancia con capacidad de deformación o de fluir para sellar los espacios y cementar (pegar) dos estructuras.

Para lograr este objetivo de "fijar" la restauración al diente es necesario que el "agente cementante" sea capaz de "correr" con facilidad evitando atrapar aire en su estructura. La presencia de esos poros debilitaría la capa de ese agente y permitiría su ruptura y consiguiente separación entre las partes que debe unir.

Propiedades requeridas

Los materiales para usar como agentes cementantes deben reunir una serie de condiciones o requisitos.

Biocompatibilidad

El agente cementante no debe tener interacción indeseable con tejidos vivos (como la pulpa dental) y fluidos, ya que muchas restauraciones rígidas se fijan sobre piezas dentarias vitales. Tampoco debe tener componentes que puedan producir reacciones tóxicas, inmunológicas o mutagénicas.

Para asegurar la ausencia de reacciones biológicas desfavorables, debe permitir también el logro de un apropiado sellado de la interfaz estructura de soporte/restauración para evitar daños potenciales por penetración microbiana en ella.

Consistencia y espesor de película

La consistencia (viscosidad) del material debe permitir que fluya con facilidad y forme un mínimo espesor de película para no alterar el asentamiento del bloque restaurador sobre la superficie dentaria. A partir de determinaciones realizadas en ensayos de laboratorio según normas y especificaciones, se considera que el espesor aceptable debe estar en el orden de 25 micrómetros para agentes cementantes de base acuosa (cementos) y de 50 micrómetros los basados en resinas (composites).

Es importante tener en cuenta este aspecto en aquellos materiales que requieren la dosificación y manipulación por parte del operador, pues una alteración en las relaciones de las partes que se mezclan (p. ej., relación polvo/líquido) hace variar la consistencia de la masa obtenida y su posibilidad de fluir y formar un espesor determinado.

También debe considerarse la temperatura del material en el momento de su manipulación ya que, cuando es baja, aumenta la viscosidad del material y en consecuencia, su espesor de película. Deben respetarse las indicaciones del fabricante para poder obtener las mejores propiedades del agente cementante.

Otro elemento que se debe tener presente es el volumen de material que se utiliza para fijar la restauración. Si es excesivo, puede verse dificultada la posibilidad de escape del exceso. La presencia de ese exceso interfiere en el asentamiento de la restauración y el logro de una retención eficaz.

Estabilidad en el medio bucal

No todos los materiales utilizados para la fijación son inalterables en el medio bucal. Especialmente debe considerarse este aspecto en aquellos que se endurecen por una reacción ácido-base con formación de una sal, es decir los cementos (caps. 11 y 12). Se recordará que la solubilidad de esa sal depende de la diferencia de electronegatividad entre el anión y el catión presentes. Para un mismo anión, cuanto mayor sea la electronegatividad del catión, menor será la solubilidad del cemento. En estos materiales, la cantidad de polvo presente en la mezcla influye en la solubilidad y cuanto mayor sea ella (mayor relación polvo/líquido), menor será la solubilidad, ya que menor será la cantidad de sal por unidad de volumen en la estructura final.

Resistencia mecánica

Al entrar en función la restauración rígida, las tensiones generadas serán transmitidas al material de fijación. Se necesita que éste tenga suficiente resistencia (compresiva, traccional, al corte) para no romperse y así evitar que se pierda la capacidad de retener y sellar. La resistencia mínima requerida varía según se busque que la fijación sea definitiva o provisoria (entre sesiones de tratamiento). En este último caso deberá ser menor para posibilitar el retiro fácil de la restauración cuando se requiera para continuar el trabajo clínico.

Tiempo de trabajo y de fraguado final

El tiempo de trabajo podría definirse como el lapso durante el cual el material posee la suficiente fluidez para permitir el correcto asentamiento

de la restauración. Idealmente, deber ser prolongado y controlable por el operador.

Cuando un agente cementante comienza a endurecerse su viscosidad aumenta. Toda demora en la operación de fijación se traduce, por ello, en asentamiento y retención deficientes.

Debe disponerse de un lapso suficiente después de la mezcla para asentar y adaptar fácilmente los márgenes de la restauración. Una consistencia intermedia antes del endurecimiento puede facilitar el retiro de los excesos presentes sobre los márgenes de la restauración.

Adhesión al diente y a la restauración

No todos los agentes cementantes tienen las mismas características adhesivas. En muchos, la acción retentiva se ejerce una vez endurecido dependiendo totalmente de trabas mecánicas a distinto nivel entre agente y estructuras de soporte y agente y restauración.

La posibilidad de mayor adhesión (mayor dificultad para separar el agente cementante de las superficies involucradas) permite crear diseños más conservadores al disminuir la cantidad de superficie dentaria necesaria para lograr adhesión. Es el mismo criterio que se analizó al comparar las restauraciones adhesivas actuales (composites e ionómeros) con las amalgamas convencionales.

Radioopacidad

Es útil que un agente cementante sea radioopaco. Esto permite diferenciarlo del diente y de la restauración con el fin de identificar posibles brechas marginales, caries secundaria y excesos de material en la zona proximal o marginal.

Efecto cariostático

Es conveniente que ante una posible filtración se genere alguna inhibición del desarrollo de microorganismos. La liberación de fluoruro con su acción de interferencia en el desarrollo microbiano y su acción remineralizante, ya sea por una característica propia del material (ionómeros vítreos) o por incorporación intencional (algunos composites), es una propiedad que colabora con el mantenimiento de la integridad del tejido dentario cercano a la restauración.

Clasificación de los agentes cementantes

Según el tiempo de permanencia previsto

Durante la confección de la restauración rígida definitiva, es necesario, casi como norma, cubrir la preparación dentaria con una restauración provisoria. Para poder eliminarla con facilidad durante las distintas sesiones clínicas se utiliza, para fijarlas, un agente cementante provisorio o temporario.

Los materiales tienen propiedades mecánicas no muy elevadas y a varios productos se les incorporan plastificantes que les otorgan cierto grado de flexibilidad. Además, no es imprescindible que su solubilidad sea muy reducida. Se debe tener cuidado de no seleccionar aquellos que contienen eugenol en su composición si es que en algún paso posterior va a utilizarse un material que polimeriza, por la acción inhibitoria del eugenol sobre las reacciones de polimerización.

Cuando la fijación se hace en forma definitiva, en cambio, las propiedades químicas (estabilidad en el medio bucal) y mecánicas adquieren un significado mayor.

Según su reacción química

Materiales con reacción ácido-base

Son los cementos propiamente dichos (caps. 11 y 12). En ellos se utiliza la combinación de una base (óxido hidróxido) con un ácido o solución ácida. Generalmente se proveen en forma de un polvo y un líquido que, al mezclarlos, generan una reacción de fraguado por la formación de una sal.

Dentro de éstos, los de hidróxido de calcio sólo se usan para una fijación provisoria durante lapsos breves. Esto es consecuencia de sus propiedades mecánicas reducidas y su elevada solubilidad y desintegración.

En el otro extremo, en cuanto a estabilidad química, se encuentran los cementos de ionómero vítreo. Sin embargo, no siempre son seleccionados en casos complejos (puentes extensos y/o que deben ser fijados a varias preparaciones dentarias) debido a su corto tiempo de trabajo y a alguna dificultad en hacerlos fluir con facilidad.

Dentro de los cementos que forman sales de cinc se utilizan los de óxido de cinc-eugenol, los de fosfato de cinc y los de poliacrilato (o policarboxilato) de cinc.

Los de óxido de cinc-eugenol en la actualidad se emplean poco. Sus propiedades difícilmente los hacen confiables para una fijación definitiva y no son muy cómodos para usarlos de modo provisorio.

Los de fosfato de cinc todavía se emplean con mucha frecuencia, especialmente en la fijación de restauraciones rígidas y puentes metálicos. Sus propiedades mecánicas (rigidez y resistencia) son satisfactorias y, si bien su solubilidad es más elevada que la de los cementos de ionómero vítreo, su comportamiento es bueno en restauraciones con adaptación correcta. La razón principal para su aceptación está relacionada con la comodidad que brinda su tiempo de trabajo prolongado y su capacidad para fluir con facilidad.

Los de policarboxilato, en cambio, no ofrecen esas ventajas, por lo que se utilizan menos.

Materiales con reacciones de polimerización

Son las resinas combinadas con refuerzo cerámico (composites). La cantidad de refuerzo (tratado con agente de enlace del tipo de los vinil-silanos)

es menor que en los productos para restauraciones ya que se debe tener adecuada fluidez (dada por el líquido de moléculas de diacrilato).

Según el producto, la activación de la reacción de polimerización por adición puede hacerse por activación química (autocurado), activación con luz (fotocurado) o por ambas (curado dual). Estos últimos son los más comunes, ya que permiten disponer de un tiempo de trabajo razonablemente prolongado y completan su endurecimiento aun cuando no les llegue la radiación de luz, como sucede cuando son utilizados para fijar restauraciones rígidas metálicas o no metálicas con cierto espesor.

Algunos composites para cementado se fabrican con moléculas con capacidad de interacción con superficies metálicas oxidadas (pasivadas). Esto permite lograr una probable unión de tipo químico entre la restauración metálica y el agente cementante.

Materiales con ambas reacciones

En esta categoría figuran los cementos de ionómero vítreo modificados con resina (ionómeros híbridos). Por utilizar en el líquido una solución acuosa de polímeros de ácidos alquenoicos con dobles ligaduras adicionales pueden completar la reacción ácido-base con una reacción de polimerización por adición. Ésta es activada químicamente en estos productos (autocurado) porque no es posible hacerles llegar luz a través de la restauración que están fijando. Con esta combinación de reacciones se logra disminuir los inconvenientes derivados de la necesidad de trabajo sumamente rápido de los ionómeros convencionales.

Otros materiales de esta categoría, aunque de empleo poco frecuente, son los composites que usan moléculas con grupos carboxilo o *compómeros.* El endurecimiento se produce exclusivamente por polimerización, pero en contacto con el medio bucal toman agua y se produce una reacción ácido-base, como la de los ionómeros, que les permite liberar cierta cantidad de iones flúor. Al igual que los composites para cementado, pueden ser provistos en versiones de "curado dual".

Mecanismos de adhesión en los agentes cementantes

El desafío actual con los materiales de fijación (agentes cementantes) apunta básicamente a dos aspectos importantes de sus propiedades. Por un lado, aumentar la resistencia de su adhesión al diente y a los materiales con los que están confeccionadas las restauraciones o prótesis que deben fijar. Esta característica, como se mencionó en el capítulo 24, posibilita crear diseños más conservadores de estructura dentaria en las preparaciones. Por otro lado, es importante disminuir la solubilidad, que era muy marcada en los primeros cementos utilizados como única alternativa en el pasado (cementos de fosfato de cinc).

De la misma manera que en las restauraciones plásticas, no sólo se trata de encontrar un material de características "adhesivas", sino también la mejor manera de "preparar" el sustrato al que se adhiere ese material (diente y restauración).

Es así como se aplican técnicas como las del grabado ácido del esmalte y la preparación de la dentina con ácidos, *primers,* etc., teniendo en cuenta la disimilitud de las características de ambas estructuras dentarias.

Lo mismo sucede cuando debe "tratarse" la superficie interna de la restauración. El tratamiento a realizar depende del material con que está confeccionada la restauración. Este tratamiento puede consistir en preparar microrrugosidades.

En algunas aleaciones metálicas (p. ej., en algunas de níquel-cromo) esto es posible mediante el ataque químico con ácidos o combinaciones de ácidos específicas en función de la composición de la aleación. También en algunos casos es posible recurrir al ataque electroquímico.

Como el resultado obtenido con este ataque no resulta fácil de reproducir, en la actualidad es más frecuente recurrir a un "arenado" (en realidad, a la acción de partículas de alúmina con aire a presión) de las superficies metálicas.

Este tratamiento permite generar alguna rugosidad, pero además una limpieza que es especialmente útil cuando se emplea como agente cementante un composite con moléculas con capacidad de interacción con superficies metálicas oxidadas (pasivadas).

También dentro de los tratamientos de la restauración puede mencionarse el ataque a la porcelana con soluciones de ácido fluorhídrico para crear rugosidades. Esto posibilita generar adhesión micromecánica a la restauración con un composite; puede complementarse con la aplicación de soluciones de un vinil-silano para poder lograr su interacción química con ese material de fijación.

Por último, también los bloques de composite (incrustaciones) pueden ser tratados con "arenado" para crear irregularidades que ayudan al logro de adhesión micromecánica.

En definitiva, pueden resumirse estos aspectos explicitando que una correcta fijación de una restauración rígida mediante un agente cementante tiene éxito no sólo si se selecciona el agente apropiado, sino también si se complementa su uso con la correspondiente preparación de las superficies del diente y del bloque restaurador.

Ejercitaciones

- Enumere los objetivos que llevan a emplear un agente cementante o de fijación en la realización de restauraciones por técnicas indirectas.
- Identifique las propiedades deseables en un agente cementante y analice la forma en que ellas afectan el resultado final obtenido.
- Clasifique los agentes cementantes en función de su composición y aplicación.



Sección V

OTRAS APLICACIONES



32 Prótesis removible

En la introducción de los temas de la Sección III se describió el tratamiento de un paciente desdentado parcial o total. Se indicó que ese tratamiento puede realizarse mediante la confección de una prótesis removible parcial o completa. En este capítulo se analizarán aspectos relacionados con algunos materiales de uso específico en este tipo de prótesis y que no se han cubierto al analizar los materiales de uso en incrustaciones, coronas y prótesis fijas (puentes).

Una prótesis removible está constituida, por lo menos, por dos partes: una *base* (base de la prótesis), confeccionada habitualmente con un material que busca simular la mucosa bucal, y *dientes artificiales*, ubicados sobre esa base en una relación armónica entre sí y con los dientes antagonistas, naturales o artificiales, para restituir la función y la estética perdidas. En el caso de las prótesis removibles parciales, a estos elementos se agregan otros: los *retenedores*, que, abrazando o apoyándose en estructuras dentarias remanentes en la boca del paciente o en elementos protésicos fijados a esas estructuras o a implantes, permiten mantener la prótesis en posición durante el uso.

Materiales para base de prótesis

Las bases de las prótesis removibles pueden confeccionarse con materiales de base orgánica o de base metálica. En el caso de las prótesis completas (reemplazo de la totalidad de las piezas dentarias de un maxilar), los primeros son utilizados casi con exclusividad. En las prótesis removibles parciales, en cambio, es más frecuente el uso de materiales metálicos complementados con el uso de materiales orgánicos, aunque es posible en algunas situaciones clínicas prescindir de aquéllos en la confección de la base.

Materiales orgánicos para base de prótesis

Para confeccionar la base de una prótesis removible suele utilizarse una resina de características similares a la que se emplea frecuentemente en la confección de cubetas individuales y que se describió en el capítulo 23. Las diferencias están dadas por algunas modificaciones en la composición que permiten obtener las cualidades y los requisitos que interesan en una base protésica: mejores propiedades mecánicas, mayor estabilidad química y mejor estabilidad dimensional.

La *resina acrílica* cumple con la mayoría de los requisitos necesarios y constituye, a la fecha, el material de elección para la fabricación de las bases orgánicas en distintos tipos de prótesis removibles. La composición del polvo (polímero) y del líquido (monómero) a partir de cuya mezcla se obtiene la pasta que, una vez conformada y transformada en sólido por polimerización de ese líquido constituye la base de la prótesis removible, no difiere básicamente de la descrita para la composición de las resinas para cubetas individuales.

La molécula base del material, es decir, el monómero, es el metacrilato de metilo y es frecuente, en la fabricación industrial del polímero en polvo, incorporar otras moléculas con dobles ligaduras para lograr propiedades específicas.

Así, pueden utilizarse ésteres del ácido acrílico de mayor peso molecular en el alcohol esterificante (p. ej., acrilato de etilo). Éstos permiten una mejor y más rápida difusión del monómero en el polímero en el estado plástico. Junto con el tamaño de las partículas de polímero, así como de la distribución de su peso molecular, se regula la facilidad para el trabajo de mezcla de las partes en que se presenta el material para proceder a su manipulación. Fundamentalmente se acelera con el uso de esos ésteres de mayor peso molecular la obtención del período plástico de la mezcla y su duración. Como se describió al analizar la forma de confección de las cubetas individuales, este período es aquel en el cual el material puede ser conformado por colocación en una cámara de moldeado preparado en un dispositivo denominado *mufla*.

Para mejorar la estabilidad química y las propiedades mecánicas se suelen incorporar al monómero agentes de cadenas cruzadas (monómeros con dos dobles ligaduras en sus moléculas), como el dimetacrilato de glicol. En el polímero o copolímero final se obtiene así una mayor estabilidad en solventes orgánicos y mayor resistencia a la formación de microfracturas bajo tensiones mecánicas. Aun cuando puedan aportar otros beneficios adicionales, como una mayor resistencia a la inhibición de la polimerización por oxígeno, el exceso de agentes de cadenas cruzadas puede hacer a la base protésica más frágil y quebradiza.

Precisamente, para mejorar la resistencia al impacto, se suelen incorporar elastómeros al polímero, como los copolímeros del butadieno con estireno o con metacrilato de metilo (metacrilato de metil-estireno). Éstos se precipitan durante el estado de plasticidad de la resina y se dispersan en ella sin formar cadenas cruzadas y sin generar, por lo tanto, resquebrajaduras en la base. Algunos de estos materiales se comercializan con el nombre de *resinas de alto impacto*.

Las resinas para base protésica también contienen pigmentos para lograr colores semejantes a los de la mucosa bucal; estos pigmentos son óxidos metálicos (de cinc, titanio, férrico, etc.) o bien sales de cadmio y sales de bromo y bario, estas últimas para conferir radioopacidad a la resina. Algunas fibras sintéticas pueden ser incorporadas para imitar la presencia de vasos sanguíneos.

Las resinas mencionadas polimerizan por los sistemas ya mencionados al describir las resinas para cubetas. Sin embargo, se prefiere la resina termopolimerizable, porque ella permite el logro de un mayor grado de polimerización y un menor porcentaje de monómero residual. La presencia de éste puede producir reacciones adversas en algunos pacientes.

Estas consideraciones implican descartar totalmente otros sistemas de resinas, como las mismas resinas acrílicas pero de autocurado, en las que se puede variar la técnica de empaquetado y prensado. Fue introducida, aunque sin mucha difusión en cuanto a su aplicación, la técnica de la *resina fluida*. En ella se vierte una mezcla de alta fluidez del polvo con el líquido dentro de un molde no rígido confeccionado en la mufla con hidrocoloide reversible. Luego se procede a realizar el curado (polimerización) bajo presión y calor. La composición química del material es la básica para las resinas acrílicas, pero con tamaño de partículas más pequeñas en el polvo para posibilitar la obtención de la fluidez necesaria para la técnica.

También se pueden utilizar las denominadas *resinas de curado rápido* o *polimerización rápida*, similares a las ya descritas para cubetas. Por último, existen resinas fotocurables para base que pueden tener como base moléculas dimetacrilato-uretano, copolímeros acrílicos y rellenos. Generalmente, la base se prepara sin los dientes a partir de una lámina premezclada que se polimeriza ligeramente en un dispositivo que emita luz (450-475 nanómetros). Luego se agregan los dientes y se completa la polimerización en forma similar a la fotopolimerización que se realiza en las resinas para restauraciones.

En los últimos años han tenido aplicaciones clínicas otras resinas, como las basadas en polímeros a base de nailon y resinas vinílicas. Se obtienen así bases protésicas con menor rigidez, lo que ha generalizado la denominación de "prótesis flexibles" a las confeccionadas con estos polímeros. El uso del nailon para la confección de bases protésicas, un polímero que polimeriza por condensación, no constituye una novedad; de hecho, constituyó uno de los primeros intentos de confeccionar bases con materiales orgánicos sintéticos, pero con pobres resultados clínicos por su fragilidad y por su inestabilidad química y cromática. Sin embargo, mediante el agregado de otros polímeros y de plastificantes, se ha logrado obtener un material menos rígido que la resina acrílica, indicado para situaciones clínicas en las que la base protésica está sometida a grandes tensiones y requiere cierta deformación elástica (flexibilidad). Si bien la técnica es compleja (tiras o bloques de material que deben inyectarse y polimerizarse en muflas especiales) y no se han publicado hasta la fecha evaluaciones clínicas confiables, es de esperar en

el futuro un mayor desarrollo de sistemas de resinas para base basados en otros polímeros no convencionales.

Propiedades de las resinas para la base de la prótesis

Propiedades biológicas: las resinas para base, en general, son bien toleradas por los portadores de prótesis, aunque existe un porcentaje pequeño de la población que presenta reacciones alérgicas o de sensibilidad a los monómeros acrílicos. Esto se debe, por lo general, a la presencia de monómero residual por insuficiente polimerización de la base. En este sentido, conviene utilizar un régimen de curado prolongado o bien resinas fotopolimerizables. La contaminación de las prótesis con microorganismos habituales en la flora microbiana bucal (principalmente *Candida albicans*) constituye un problema relacionado con la falta de mantenimiento higiénico de los portadores de prótesis, habitualmente prótesis completa, y también con las condiciones de acabado y pulido de la prótesis o de pérdida de esas características superficiales durante su uso.

Propiedades físicas: en una base protésica interesan su estabilidad y exactitud dimensional, no sólo durante su procesamiento (confección) sino también durante su funcionamiento en la cavidad bucal del paciente. Al polimerizar, el monómero de metacrilato de metilo experimenta una contracción de polimerización de alrededor del 20% en volumen que se reduce en casi un tercio al ser mezclado en una relación 3:1 con el polímero. Sin embargo, cuando el material se trabaja por moldeo por compresión en una mufla, el resultado final es una contracción clínicamente aceptable. Pero el enfriamiento desde la temperatura de polimerización (la temperatura alcanzada durante el procesado y/o la temperatura alcanzada durante el proceso exotérmico) en el interior de esa cámara de modelo y la consiguiente contracción dimensional térmica, que es distinta en el material orgánico a la que se produce en el material sobre el cual fue moldeado (en general yeso), hace que se produzcan tensiones en la base protésica que al liberarse provocan distorsión.

Para mantener en valores mínimos esa distorsión y no comprometer el éxito clínico de la prótesis, el procesado debe hacerse con técnicas adecuadas de curado y posterior enfriamiento (enfriamiento lento). También debe evitarse someter la prótesis terminada a temperaturas algo elevadas que podrían acelerar la liberación de esas tensiones y la distorsión. Por ello se recomienda no generar excesivo calor durante el acabado y pulido de la prótesis así como recomendar al paciente no utilizar líquidos demasiado calientes para higienizar el aparato protésico.

Otra causa de inestabilidad dimensional de las resinas para prótesis es la posibilidad de incorporar agua a su masa, fenómeno denominado *sorción acuosa*. Por la presencia de algunos aditivos y por la composición que presenten algunos de los copolímeros incorporados, los valores de sorción acuosa pueden variar dentro de un máximo aceptado por las especificaciones vigentes para resinas para base.

Propiedades mecánicas: si bien en las resinas para prótesis son de importancia todas las propiedades mecánicas (resistencia, módulo de elasticidad, límite elástico, dureza), la manera habitual de caracterizar su comportamiento mecánico es sometiéndola a cargas flexurales. Para ello se realizan ensayos de resistencia transversal, aplicando cargas a una lámina de resina apoyada en sus dos extremos hasta su fractura. En realidad, lo que se registra como medida de este comportamiento es la deflexión transversal en milímetros en el centro de la lámina ante cargas aplicadas en ese punto medio. Se genera así una combinación de cargas compresivas y traccionales que permiten establecer si un determinado producto es aceptable en cuanto a su resistencia y rigidez o no.

Otras propiedades mecánicas, como la resistencia al impacto, la dureza y la resistencia a la abrasión, son importantes cuando se consideran algunos aspectos del acabado y pulido de la base, así como el uso y cuidados que debe tener un paciente portador de prótesis.

Materiales metálicos para base de prótesis

Las bases metálicas son de interés teórico en el caso de las prótesis completas (maxilar desdentado total). Sin embargo, constituyen el material de elección en el caso de la mayor parte de las prótesis parciales removibles.

La base metálica (y con frecuencia en forma simultánea otras de sus partes, como conectores y retenedores) se confecciona por el procedimiento de colada (cap. 26).

La aleación metálica a utilizar debe reunir ciertas propiedades, la mayor parte de las cuales son las ya analizadas en las aleaciones destinadas a la confección de incrustaciones, coronas y puentes (cap. 27). Algunas consideraciones específicas, no obstante, están determinadas por la necesidad de confeccionar un aparato protésico que sea adecuadamente resistente e indeformable (rígido) sin tener un volumen y un peso que lo haga incómodo para el paciente.

Por eso las aleaciones a base de metales nobles como el oro no resultan apropiadas para base de prótesis removibles. El módulo elástico de estas aleaciones no es tan elevado como para que puedan utilizarse en espesores delgados sin comprometer la rigidez final de la estructura y su densidad es relativamente elevada (alrededor de 13 g/cm^3). Esto se traduce en un aparato protésico voluminoso y pesado que no resulta cómodo para tener en la boca.

Las aleaciones no nobles con cromo en su composición para lograr la pasivación necesaria para la estabilidad química en el medio ambiente bucal, por el contrario, no presentan estos inconvenientes. Su módulo elástico es aproximadamente el doble del de las aleaciones de oro y su densidad, la mitad. Por ende, permiten confeccionar prótesis removibles delgadas y livianas que el paciente acepta mejor.

La combinación del cobalto con el cromo, especialmente con el agregado de molibdeno en menor proporción (aleación de cobalto-cromo-molibdeno), es la aleación más conveniente y la que más se utiliza en la confección de prótesis parciales removibles de base metálica. En algunas aleaciones comerciales, el cobalto es parcial o totalmente reemplazado con níquel y otras de aparición más reciente tienen como base el titanio.

Como se describe en la Sección IV, este tipo de aleaciones de metales no nobles requieren procedimientos de colada específicos determinados por la elevada temperatura de fusión.

Otros materiales en prótesis removibles

En la confección de una prótesis removible, y en su mantenimiento mientras la usa un paciente, intervienen otros materiales además de los que constituyen la base.

Dientes artificiales

Hasta el advenimiento de los polímeros sintéticos hacia fines de la década de 1940, los dientes artificiales para prótesis se confeccionaban exclusivamente con porcelana dental feldespática (cap. 28). El procedimiento, que data desde fines del siglo XVIII, permite conformar en moldes metálicos con formas dentarias una masa plástica preparada a partir de una mezcla de un polvo cerámico de feldespato (80%), caolín y sílice (20%) con pigmentos apropiados, y llevarla a un horno para producir su cocción (sinterizado) y posterior glaseado. Durante este procedimiento se incorporan pernos o retenciones metálicas en el talón del diente, para permitir su retención en la base de la prótesis.

Si bien los dientes artificiales de porcelana se siguen fabricando, sólo se indican en muy pocos casos clínicos en virtud de las propiedades que se detallarán más adelante. En la actualidad, casi todas las prótesis removibles, parciales y totales, se resuelven con los dientes de resina (plásticos).

Estos dientes están fabricados con resinas de tipo acrílico (polimetacrilato de metilo) con el agregado de copolímeros, principalmente resinas vinílicas (cloruro y acetato vinílicos) y pigmentos adecuados a los distintos tonos de color de los dientes. Industrialmente, el polímero en polvo se mezcla con monómero (metacrilato de metilo), con lo que se logra una masa plástica que se empaqueta en moldes o matrices metálicas con formas dentarias; se procede entonces a realizar el "curado" de modo similar a como fue descrito para el caso de la confección de cubetas individuales o bases de prótesis con resinas acrílicas termopolimerizables o termocurables. Para mejorar las propiedades mecánicas, en especial la resistencia a la abrasión y al desgaste, se incorporan al monómero agentes de cadenas cruzadas (p. ej., dimetacrilato de glicol), con lo que se obtiene un polímero de estructura espacial cruzada que asegura mayor estabilidad química del diente ante la acción de los fluidos bucales, así como un mejor rendimiento clínico. El desarrollo de las resinas reforzadas o compuestas (composites) ha permitido incorporar estos materiales para la fabricación de dientes artificiales, aprovechando sus ventajosas propiedades químicas, ópticas y mecánicas.

Resulta imprescindible, para lograr una adecuada comprensión de las propiedades de los distintos tipos de dientes y permitir su correcta selección, poder compararlos. Del análisis de sus propiedades pueden explicarse algunas características de los dientes que determinan su indicación clínica. Por ejemplo, cuando es necesario ocluir dientes artificiales contra dientes naturales, es preferible recurrir a los dientes de resina, ya que los de porcelana, por su mayor dureza, pueden producir un mayor desgaste y abrasión en la dentición antagonista. Asimismo, cuando se debe desgastar o tallar el diente protésico para adaptarlo a la base de la prótesis o a la oclusión, es más fácil hacerlo con un diente de resina que con uno de porcelana, ya que éste es sumamente rígido y frágil y, si pierde su superficie glaseada (brillo superficial), resulta muy dificultoso recuperar un pulido satisfactorio.

Los dientes de resina pueden unirse químicamente a la base protésica de resina, lo que asegura una mejor retención, mientras que los dientes de porcelana requieren una retención adicional y pueden despegarse con mayor frecuencia de la base. Esta ventaja puede perderse si la estructura del material orgánico es muy cruzada, pues ésta es más difícil de disolver por parte del monómero del material para base y generar mecanismos de adhesión. Para evitar esta situación, algunos dientes artificiales de resina se fabrican con polímeros muy "cruzados" en sus aspectos oclusales y con otros de estructura lineal en la zona de unión con la base protésica (talón).

La baja resistencia al impacto y la fragilidad de los dientes de porcelana contraindican su uso en pacientes con dificultades motrices que determinan caídas o golpes sobre la prótesis cuando ésta es higienizada o retirada de la cavidad bucal. Por otra parte, y aunque no es una situación frecuente, en pacientes alérgicos a las resinas, pueden estar indicados los dientes de porcelana, por su excelente tolerancia biológica.

Rebasado de prótesis removibles

Lo probable con una prótesis removible (parcial o completa) instalada es que con el tiempo de uso clínico se pierda la adaptación inicial por los cambios que experimenta el reborde óseo-mucoso de los maxilares. Como consecuencia, se pierden el soporte, la retención y la estabilidad de la prótesis.

En esas circunstancias es necesario considerar la posibilidad de rehacer la prótesis o bien "rebasarla". Por *rebasado* se entiende el agregado de una capa de poco espesor del material en el interior de la prótesis, con el objeto de que la base se ajuste mejor a las estructuras de soporte. Este procedimiento puede llevarse a cabo clínicamente, es decir directamente en la cavidad bucal del paciente (*rebasado directo*) o bien en un procedimiento de laboratorio (*rebasado indirecto*).

En el primer caso, directo, el material de rebase se coloca sobre la superficie interna de la base de la prótesis, preparada previamente, y se lleva el conjunto a la cavidad bucal. Luego de alcanzado el endurecimiento del material de rebasado, se retira la prótesis, se eliminan los excesos y se pule.

En el rebasado indirecto se toma una impresión de las estructuras de soporte mediante un material para impresiones y utilizando la misma prótesis como cubeta. Sobre el correspondiente modelo se procesa en el laboratorio el material de rebasado.

Según el tiempo previsto de permanencia del material de rebase, los rebasados pueden considerarse definitivos o temporarios. Cuando es definitivo, el objetivo es lograr una buena unión química con la base protésica, adecuadas propiedades mecánicas (resistencia flexural) y una mejor adaptación, sin que se produzcan distorsiones ni cambios dimensionales que eventualmente puedan transmitirse a la prótesis.

Se pueden realizar rebasados definitivos con resinas acrílicas de termocurado o de autocurado, aunque generalmente se utilizan las resinas de termocurado, lo que implica llevar a la práctica un rebasado indirecto. Se prefieren las resinas de termocurado, porque la técnica de enmuflado asegura un mejor control de la estabilidad dimensional y permite un mejor acabado y pulido de la prótesis. Para evitar distorsionar la base de la prótesis hay que cuidar de no elevar la temperatura de curado (véase el régimen de curado en cap. 23) más allá de los 75° C. Esta situación podría evitarse empleando en esta técnica indirecta una resina de autocurado.

Estas resinas de autocurado también permiten el rebasado directo en la cavidad bucal, pero presentan el inconveniente de la irritación que produce el monómero en contacto con la mucosa bucal y, sobre todo, el calor generado durante su polimerización. Por otra parte, el rebasado directo con resinas de autocurado requiere un mayor control de la eliminación de los excesos y del pulido, que debe efectuarse en una situación clínica.

Con alguna frecuencia, y en algunas oportunidades, se trata de efectuar un rebasado temporario, para lo cual se emplean resinas acrílicas de autocurado. Además de los problemas mencionados (exotermia que eleva la temperatura a 80° C en 10 minutos e irritación de la mucosa), este procedimiento genera inestabilidad química, porosidades y pigmentaciones que se traducen en inestabilidad de color. Todas estas desventajas limitan el uso de un procedimiento de rebasado directo y temporario con resinas autopolimerizables.

De lo expuesto hasta el momento debe quedar claro que el concepto de rebasado implica el uso de materiales rígidos, fundamentalmente resinas acrílicas de autocurado o de termocurado, de composición y propiedades similares a las resinas para la base de las prótesis ya descritas.

Sin embargo, pueden efectuarse rebasados con materiales flexibles, blandos o "resilientes", con el objeto de absorber con el material de rebasado parte de la energía producida por las fuerzas de la masticación y de la oclusión y que éstas no sean transmitidas por la prótesis a los tejidos blandos y al hueso. Es común que, cuando se recurre a un procedimiento de rebasado con materiales de esta naturaleza, se utilice durante algún período preestablecido, lo que permite categorizarlo como un rebasado temporario.

Para *rebasados flexibles o resilientes* se pueden emplear *resinas plastificadas*. Se trata de materiales similares a las mismas resinas de termocurado o autocurado, pero con un alto contenido de plastificantes (60% a 80% de plastificante, por ejemplo, ftalato de dibutilo). Los plastificantes se introducen entre las cadenas que constituyen el polímero y permiten un deslizamiento entre éstas. Así se logra capacidad de deformación y un efecto de amortiguador entre la base y los tejidos de soporte.

Otros materiales que se pueden usar en este sentido son algunas resinas vinílicas (cloruro y acetato vinílicos), resinas a base de poliuretanos y de polifosfacina. Estos polímeros también contienen plastificantes y, al igual que la resina acrílica plastificada, suelen perder su flexibilidad o su característica blanda, porque los plastificantes se alcalinizan y se endurecen o bien porque se liberan o se pierden de la estructura del material.

Algunos de los materiales para rebasados resilientes más utilizados por la permanencia de su flexibilidad son siliconas diseñadas para tal fin. Se trata de elastómeros a base de polidimetil siloxano (véase Siliconas en cap. 21) modificados para permitir su empleo como materiales para rebasados flexibles termopolimerizables o autopolimerizables. El problema que plantean es su falta de adhesión a la base de resina acrílica, lo que requiere que se use algún tipo de adhesivo para promover su integración a la base protésica. A pesar de esos adhesivos, por lo general a base de polímero de silicona disuelto en un solvente, con el transcurso del tiempo suelen despegarse de la base. Se ha incorporado un agente de enlace a la resina acrílica a una silicona que puede autopolimerizarse o termopolimerizarse, sin necesidad de adhesivo.

Acondicionamiento de tejidos

En ciertas ocasiones, los tejidos sobre los que apoya una base protésica no la toleran sin reacción tisular o dolor. Lo mismo puede suceder cuando se han realizado extracciones recientes y se debe colocar una prótesis o cuando se debe instalar una prótesis inmediatamente después de la extracción de piezas dentarias: los tejidos se alteran e inflaman y se edematizan hasta su cicatrización.

Para que el paciente pueda tolerar esas situaciones transitorias, mejorando el ajuste y la comodidad de la prótesis, se pueden utilizar materiales de características mecánicas ("blandos" o depresibles) que permiten no sólo la normalización sino la adaptación de los tejidos. Estos materiales se denominan *acondicionadores de tejidos* y se emplean durante períodos breves (días o semanas) hasta que se pueda efectuar un rebasado temporario o definitivo o confeccionar una prótesis definitiva.

Los acondicionadores de tejidos se adaptan al reborde residual, "gelifican" en esa posición (en realidad no polimerizan) y acompañan las transformaciones tisulares durante la cicatrización o la curación, gracias a la posibilidad de seguir fluyendo lentamente, dadas sus propiedades viscoelásticas.

Son resinas muy plastificadas y se presentan comercialmente en forma de polvo y líquido. El polvo está constituido principalmente por pequeñas partículas (esferas o perlas) de polimetacrilato de etilo y/o copolímeros. El líquido contiene un plastificante a base de un éster aromático disuelto en un alcohol de alto peso molecular (ftalato de butilo o glicolato de butilo disueltos en etanol hasta un 30%). Al mezclar ambos componentes se obtiene un gel acrílico a partir de las partículas del polímero impregnadas con el alcohol. No se produce una reacción de polimerización, sino un entrecruzamiento físico de las cadenas del polímero, que son habitualmente de bajo peso

molecular y que absorben y adsorben alcohol para constituir ese gel de características viscoelásticas. Al comienzo presenta un comportamiento marcadamente viscoso, es decir que, en contacto con el soporte mucoso y ante la acción de cargas, el material puede fluir durante cierto tiempo y, por su posterior comportamiento algo elástico, puede amortiguar las fuerzas de la oclusión o de la masticación.

Esta gelación (no polimerización) permite que el material se endurezca ligeramente. Sin embargo, con el tiempo comienza a tornarse más rígido y a perder peso por evaporación del alcohol y, más tardíamente, por pérdida del plastificante. Por ello debe reemplazarse a los pocos días, aunque algunos duran en estado viscoelástico durante más tiempo.

Los acondicionadores suelen emplearse como materiales para impresión "dinámicos" o funcionales, es decir, como materiales capaces de impresionar los tejidos mucosos de la cavidad bucal durante la función masticatoria u oclusal. Para ello se colocan en una prótesis existente que oficia de cubeta o bien en una cubeta especialmente preparada con algún elemento oclusal (rodete de mordida) y se dejan gelificar mientras el paciente efectúa los movimientos y las acciones habituales mandibulares, linguales y de los elementos musculares involucrados en la funcionalidad de su cavidad bucal. Se aprovechan así las características viscoelásticas mencionadas, especialmente cuando se deben construir prótesis que serán soportadas por estructuras óseas muy reabsorbidas.

Reparaciones de prótesis removibles

Pese a las propiedades mecánicas de las resinas para base (tenacidad, resistencia al impacto), las bases protésicas orgánicas pueden romperse o fracturarse. Ante esta situación se pueden reparar con resinas similares y compatibles con éstas: resinas acrílicas de termocurado o autocurado. Por su técnica sencilla y por su rapidez, se prefieren las resinas de autocurado, dado que el paciente aguarda mientras se efectúa la reparación. Además, la exotermia generada durante la polimerización no eleva la temperatura tanto como para provocar distorsiones significativas. Esto puede producirse con las resinas de termocurado si al procesar la mufla con la prótesis la temperatura de curado se eleva por sobre los 75 °C.

Algunos inconvenientes que pueden ocurrir en una reparación efectuada con resinas de autocurado son las porosidades producidas en la zona de reparación. No sólo se generan porque la masa es un poco más fluida, sino también porque esa masa está expuesta al oxígeno del aire y entonces la polimerización se ve inhibida en su superficie. Por otra parte, la zona reparada es menos resistente a la flexión (resistencia transversal) cuando se emplea una resina de autocurado que cuando se recurre a una resina de termocurado. Para sortear estos inconvenientes, así como para disminuir la cantidad de monómero residual, se han indicado procedimientos que permiten polimerizar al vacío, en recipientes preparados a tal efecto, bajo una presión de menos de 1 MPa y a 30 °C.

Retenedores

Los retenedores de las prótesis removibles parciales son elementos construidos con material metálico, aunque se han desarrollado algunos materiales orgánicos que intentan representar una alternativa.

Con frecuencia, esos elementos de retención se confeccionan simultáneamente con la base y demás elementos protésicos metálicos en una misma operación de colada y con la misma aleación.

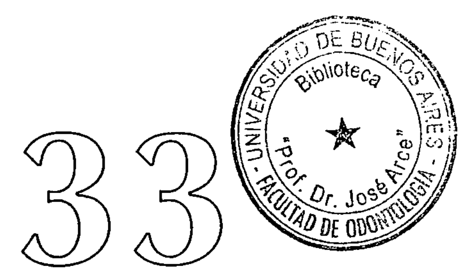
Sin embargo, en las prótesis parciales removibles de base orgánica, y en algunos casos en las de base metálica, puede optarse por confeccionar los retenedores por el procedimiento de labrado utilizando alambres. En este caso, por lo general se emplean alambres de acero inoxidable. En el capítulo 34, en el que se analizan los alambres de uso en ortodoncia, se pueden consultar algunas consideraciones sobre su composición, propiedades y uso.

Un aspecto de interés reciente en la retención de prótesis removibles está dado por el uso de la fuerza magnética. El principio del procedimiento consiste en la colocación de imanes pares en estructuras fijas a la cavidad bucal (un remanente dentario o un implante, por ejemplo) y en la estructura de la prótesis removible. Si están convenientemente enfrentados, la atracción entre ellos ayuda a la retención y al funcionamiento de la prótesis.

Los imanes que se usaban al principio estaban constituidos por aleaciones de aluminio, níquel y cobalto o platino y cobalto, y desarrollaban una fuerza de atracción de 5 a 10 gramos, la cual no es satisfactoria para retener una prótesis. Con el agregado de lantánidos o tierras raras se consiguieron fuerzas 20 a 50 veces superiores lo que permite la confección de imanes de tamaño más pequeño (de hasta 2 mm) sin perder el efecto buscado.

Ejercitaciones

- Describa las características de algunos materiales de base orgánica que se puedan utilizar en la confección de bases de prótesis removibles.
- Enuncie las razones que hacen más conveniente el uso de aleaciones del tipo de cobalto-cromo que las a base de oro en la confección de bases de prótesis removibles.
- Describa el significado de las operaciones clínicas de rebasado de prótesis removibles y acondicionamiento de tejidos y analice las propiedades de los materiales que se utilizan con esas finalidades.



33

Endodoncia

Los objetivos principales de la terapia endodóntica son prevenir o eliminar la infección y obtener el sellado más completo posible del conducto radicular y de sus complejas irregularidades anatómicas. Para ello se utilizan diferentes materiales y técnicas. En este aspecto, el primer paso consiste en lograr la conformación apical por medio de la preparación quirúrgica.

La investigación ha demostrado que el concepto de cierre hermético es un ideal inalcanzable, aunque es importante desde varios puntos de vista. Por un lado, evitaría la penetración de fluidos periapicales y, por lo tanto, la reinfección del conducto. Por el otro, impediría el pasaje de componentes del material de obturación hacia el espacio periapical, lo que contribuiría a asegurar una situación biológicamente favorable.

Características y propiedades de los materiales para la obturación de los conductos radiculares

Estos materiales deben reunir una serie de características que se describen a continuación.

Fácil manipulación e introducción dentro de los conductos radiculares

Para alcanzar estas características es necesario que el material brinde el tiempo de trabajo/fraguado y fluidez adecuados. Este aspecto será desarrollado más adelante.

Otros aspectos de interés son de incumbencia del fabricante, como la presentación comercial y la dosificación. Con respecto a estas últimas, existen materiales que se expenden predosificados. Esto significa que llegan al profesional con las partes –p. ej., el polvo– provisto en cápsulas, para relacio-

nar con volúmenes determinados de líquido, o bien en cápsulas, donde se provee el polvo y el líquido separados por alguna membrana. En otros casos, el envase incluye algún dosificador para el polvo (usualmente pequeñas cucharas plásticas) que permite obtener porciones para combinarlas con cantidades específicas de líquido (por lo general, gotas). Existen también materiales en los que el fabricante indica realizar la dosificación según consistencia (hasta obtener una mezcla de condiciones convenientes), lo que suele ser bastante complicado de reproducir. En la mayoría de los casos, los tiempos de endurecimiento y trabajo pueden verse afectados por variaciones en la temperatura ambiental, lo que, a su vez, hace variar la posibilidad de incorporar polvo a la mezcla. La consistencia de la mezcla, entonces, es un factor muy importante que debe tenerse en cuenta en el momento de seleccionar el material para emplear en la obturación. La modificación de la relación polvo/líquido por cuenta del operador puede ayudar a ajustar la fluidez o el tiempo de trabajo del material afectando otras propiedades, como se verá más adelante. Cuando se trata de materiales presentados en forma de pastas, en algunos casos el fabricante lo provee en jeringas de automezclado a las cuales se les adiciona una punta mezcladora en su extremo. De esa manera se asegura una correcta dosificación de ambos componentes y, regulando la longitud de esta punta, su adecuada mezcla.

Tiempos de trabajo y endurecimiento adecuados

Es difícil determinar cuáles son los tiempos adecuados. El material ideal es aquel que brinda el tiempo suficiente para permitir la preparación, la introducción dentro de los conductos radiculares y la realización de una correcta técnica de obturación con la correspondiente condensación y, una vez completadas estas operaciones, completa su endurecimiento lo más rápidamente posible. Este último aspecto interesa especialmente si se requiere continuar con el tratamiento de la pieza dentaria en forma inmediata; por ejemplo, desobturando parcialmente el conducto para prepararlo para la colocación de una restauración protésica.

Esta situación ideal no es alcanzable porque esas dos propiedades dependen de la reacción (química o física) por la cual se produce el endurecimiento. De esta manera, un material con tiempo de endurecimiento lo suficientemente corto para permitir la desobturación inmediata a fin de realizar la preparación preprotésica por lo general tendrá un tiempo de trabajo sensiblemente corto, lo que puede hacer necesario preparar más de una mezcla para obturar una pieza multirradicular. De este modo, la definición de "tiempo adecuado" está en relación con la habilidad y las necesidades del operador.

La relación polvo/líquido utilizada puede modificar los tiempos de trabajo y endurecimiento en algunos materiales. Por ejemplo, en el caso de los cementos, el endurecimiento se produce por una reacción ácido-base que implica la formación de una sal y su consiguiente precipitación. Esa precipitación es la responsable del endurecimiento y para que se produzca debe estar en suficiente concentración. Un material preparado con menor cantidad de polvo puede hacer que no se disponga de la cantidad de óxido básico necesaria y la reacción se produzca en un lapso superior al conveniente. En el caso de los materiales que se endurecen por polimerización, la alteración de la proporción entre los componentes puede determinar que una menor cantidad de reactor provoque que la reacción sea muy lenta, o bien, por exceso, que se activen demasiados grupos reactivos y se desencadene con demasiada velocidad.

Adaptación a las paredes del conducto radicular

Para que la obturación del conducto radicular resulte lo más hermética posible, es fundamental que el espacio vacío en la interfaz conducto-obturación sea el menor posible. Como ya se ha descrito en el capítulo 3, la naturaleza del contacto entre dos partes depende de la relación entre las energías superficiales del material que las constituye. La dentina que forma las paredes del conducto radicular no es adecuada en tal sentido.

Desde el punto de vista del material, uno constituido por resinas puede, en principio, favorecer el contacto y así la adaptación. Sin embargo, ciertos cementos con agua en su composición logran un grado de adaptación aceptable. Otros factores para tener en cuenta son la viscosidad o la fluidez, que desempeñan un papel muy importante en un contacto entre dos partes.

Quedaría por mencionar la característica de afinidad del material por el agua que, en el caso de los materiales a los que se está haciendo referencia, y debido a la humedad presente en el sustrato, tiene importancia en su capacidad de adaptación. Frente a un sustrato húmedo es necesario cierto grado de hidrofilia para lograr una interfaz con la mayor continuidad posible entre ambas estructuras.

Últimamente se han desarrollado materiales selladores que emplean la misma tecnología que las resinas reforzadas. Su composición incluye una resina polivinílica y, en algunos casos, los fabricantes plantean la posibilidad de realizar un pretratamiento de la superficie dentinaria. En este caso, ésta está representada por el interior del conducto radicular y su tratamiento se realiza con ácidos, imprimadores y adhesivos, de manera bastante similar a la utilizada en las técnicas adhesivas restauradoras. Sin embargo, se cuestiona la posibilidad de realizar una técnica de hibridación adecuada en un medio donde el control de la humedad es sumamente difícil de lograr y el acceso a la totalidad de la superficie es complicado, especialmente por la irregularidad anatómica.

Capacidad de sellado de conductos accesorios y secundarios

Este aspecto está relacionado con la capacidad de penetración por capilaridad y, a su vez, con la tensión superficial de las dos partes involucradas. Aquí deben tenerse en cuenta las mismas consideraciones dadas en el punto anterior.

Baja solubilidad y desintegración

Es importante diferenciar estos dos procesos. La solubilidad se relaciona con la posibilidad que tiene un sólido de llegar a formar una sola fase en un determinado líquido. La desintegración consiste en la pérdida de masa de un sólido como consecuencia del ataque por parte de un líquido. Esta propiedad determina la estabilidad del material dentro del conducto radicular, en especial si está en contacto con los fluidos periapicales.

La primera consideración a realizar se vincula con el tipo de material utilizado. Los materiales orgánicos pueden ser menos solubles en el agua o soluciones acuosas que los materiales cerámicos iónicos. Por eso los selladores a base de resinas resultan, en general, los más estables químicamente. Algunos selladores son cementos, en los cuales el endurecimiento se produce por una reacción ácido-base, como ya se mencionó. En ellos, la presencia de una estructura cerámica iónica determina cierto grado de posibilidad de disolución que es variable en función de la electronegatividad de los iones involucrados.

Otro punto de interés lo representa la relación polvo/líquido. Cuanto más polvo se incorpore a la mezcla de un cemento, mayores son las propiedades mecánicas finales (lo cual en el caso de los selladores endodónticos quizá no sería de mucha importancia) y menor la solubilidad. En función de ello es importante respetar la relación sugerida por el fabricante. En general, la mayoría de los materiales son provistos con alguna forma de dosificación, como se mencionó antes. Su utilización asegura la obtención de un material con el mismo comportamiento en condiciones equivalentes.

Radioopacidad

Los materiales de uso en la obturación de conductos radiculares deben ser radioopacos. Existen especificaciones que determinan, por ejemplo, que la diferencia de radioopacidad entre la dentina o el hueso y el material de obturación, debe ser la que produce un espesor de 2 mm de aluminio.

La radioopacidad es una propiedad intensiva que está determinada por la composición del material. Las sustancias responsables de este efecto son elementos con elevado peso atómico, capaces de absorber la radiación Röentgen, por ejemplo, bario, cinc, bismuto, titanio, calcio, yodo y plata. Es importante que la radioopacidad sea ligeramente superior a la de la dentina, como ya se especificó, ya que si es reducida no permite realizar un correcto control de la obturación. Por el contrario, si es demasiado elevada, puede enmascarar algunos defectos de sellado, ya que el material adosado a una superficie es suficiente para que los defectos adyacentes pasen inadvertidos. Un material más radioopaco puede brindar una imagen de obturación compacta, a pesar de la presencia de burbujas o heterogeneidad en ella. Por otro lado, un material menos radioopaco puede ser juzgado como ausente en áreas donde está presente en pequeñas cantidades.

La plata como elemento radioopaco se ha descartado debido a su poca estabilidad química, específicamente su corrosión. Los productos liberados como consecuencia de la pérdida de su masa pueden ser incorporados dentro de la estructura dentinaria produciendo un cambio de coloración de la pieza dentaria.

Como en todo material, es recomendable seleccionar aquellos que posean las características deseadas, en este caso opacidad radiográfica, en lugar de modificarlas manualmente. La incorporación de elementos que puedan intensificar la propiedad descrita durante la mezcla podría alterar también otras propiedades.

Acción antimicrobiana

Las principales alteraciones patológicas que llevan al tratamiento endodóntico son la caries y la enfermedad periodontal, ambas de etiología microbiana. Esto conduce a que el tratamiento endodóntico de las inflamaciones pulpares irreversibles y de las mortificaciones pulpares requiera la eliminación del tejido enfermo, la limpieza y la antisepsia de los conductos radiculares y la obturación lo más hermética posible a fin de evitar la filtración de fluidos y microorganismos desde el espacio periapical.

La eliminación total de los microorganismos del interior del conducto es un objetivo utópico. Se ha demostrado la presencia de gérmenes en la profundidad de los conductillos dentinarios aun luego del tratamiento. Por este motivo, los materiales para obturación endodóntica deben evitar su desarrollo para impedir la reinfección.

Ya que no existe ningún material con características microbicidas, es importante que posean un efecto microbiostático lo más duradero posible. Éste se logra, por lo general, a través de la liberación de algún componente presente en el material. El mecanismo de acción varía según el compuesto agregado. En algunos casos se incorpora hidróxido de calcio que, al liberarse, eleva el pH del medio, inhibiendo así el desarrollo microbiano. En otros casos, el efecto se consigue con eugenol, yodoformo, formaldehído o compuestos de flúor, que tienen alguna acción antiséptica.

Debe tenerse presente que si la liberación de esas sustancias se produce con desintegración del material fraguado, esto se contrapondría con el objetivo final de obtener y mantener el sellado apical. Con respecto a este punto, es importante tener en cuenta que ninguno de los materiales hoy disponibles en el mercado tiene capacidad de destruir definitivamente todo el espectro de microorganismos presentes en el interior del conducto radicular, con lo cual la preparación biomecánica y la irrigación con antisépticos debe realizarse lo más completa y minuciosamente posible.

Biocompatibilidad

Al igual que todos los materiales que van a colocarse en contacto con los tejidos vitales, los de uso endodóntico no deben producir irritación ni ningún tipo de reacción desfavorable irreversible. Para determinar esta característica existen distintas técnicas: evaluación in vitro sobre cultivos de tejidos, implantación de los materiales en diferentes tejidos en animales, estudios clí-

nico-radiográficos e histológicos del remanente pulpar y la zona periapical de animales y seres humanos, y estudios inmunológicos. Se ha comprobado que todos los materiales poseen cierta acción irritante que está relacionada con la composición, las propiedades reológicas (posibilidad de fluir antes de endurecer) y con la capacidad de respuesta del organismo.

Desde el punto de vista de la composición, existen determinados compuestos incorporados en la fórmula, o que se producen como consecuencia de la reacción de endurecimiento, que se liberan con el tiempo. Ejemplos de estas situaciones son el óxido rojo de plomo presente en la composición de algunos cementos, el formaldehído que liberan algunos selladores con el transcurso del tiempo, algunos de los solventes utilizados con la gutapercha, el eugenol libre que queda al preparar los cementos, etcétera.

Respecto de las propiedades reológicas, el material recién preparado, en el que los componentes no han terminado de reaccionar entre sí, tiene mayores posibilidades de producir algún efecto sobre los tejidos circundantes (periapicales y remanente pulpar). De hecho, esta propiedad es aprovechada en las técnicas de obturación basadas en la utilización de pastas en las que no se produce una reacción de endurecimiento, sino que cambian de estado por simple evaporación del solvente. Al no producirse una verdadera unión entre los componentes es fácil que el material se desintegre y las partículas se liberen como para producir algún efecto, que en principio podría ser irritante, pero luego puede resultar benéfico para el tratamiento. Un ejemplo es una pasta alcalina que, a través del aumento del pH, produce una necrosis superficial de los tejidos y, a partir de ella, la neoformación de tejido calcificado.

En el caso de materiales a base de óxido de cinc y eugenol, la preparación de la mezcla respetando las indicaciones del fabricante respecto de la correcta dosificación asegura la mínima cantidad de eugenol libre, lo que reduce la acción irritante. De todos modos, es importante destacar que ni los cementos ni las resinas se han desarrollado para estar en contacto con los tejidos periapicales, por lo que deben evitarse las sobreobturaciones.

También hay que recordar que deben utilizarse en el menor espesor posible para reducir al mínimo la cantidad de material en contacto con el espacio y los tejidos periapicales.

No producir cambios de color en el remanente dentario

Algunos elementos presentes en la composición de los materiales pueden producir oscurecimiento del remanente dentario. Un ejemplo de ello es la plata, que forma parte de algunos selladores y que los fabricantes han ido eliminando de las fórmulas respectivas. En el caso de que se usen materiales que la posean, debe recordarse que la eliminación de todo el techo de la cámara pulpar durante la apertura, así como el retiro de todo el resto del material de obturación de la cámara, sirve para prevenir este efecto.

Los cementos a base de eugenol pueden producir la misma consecuencia si queda algo de esa sustancia impregnando las paredes dentarias, ya que tiene la característica de oxidarse con el transcurso del tiempo. Esta circunstancia puede observarse fácilmente al ver el cambio de color que va adquiriendo el eugenol aun dentro del frasco que lo contiene por simple exposición al aire. Sería recomendable, entonces, controlar el estado del líquido antes de su utilización y, además, asegurarse también de eliminar todo resto posible de sellador de la cámara pulpar. Se ha sugerido la utilización de solventes que aseguren esta maniobra.

Clasificación

Los materiales pueden clasificarse de acuerdo con el estado en el que son llevados al interior del conducto. En el cuadro 33-1 puede verse un esquema de clasificación.

Ya que el objetivo del tratamiento endodóntico es el sellado lo más hermético posible de la totalidad de la luz del conducto radicular, la mayoría de las técnicas de obturación están basadas en la utilización de materiales llevados en estado sólido. De este modo se evita el cambio dimensional del material durante el endurecimiento. También, dado que es imposible rellenar el conducto con un solo elemento que se adapte totalmente, se utilizan los *selladores* para tratar de completar la oclusión del conducto. Justamente por la posibilidad de experimentar cambios dimensionales, éstos se utilizan en espesores delgados para que la contracción no produzca variaciones significativas.

No se describirá cada uno de los productos comerciales existentes; por lo tanto, se analizarán los grupos del mencionado cuadro en forma general.

Materiales llevados en estado sólido: conos

Los conos pueden ser de plata, de gutapercha y, algunos de reciente aparición, de resinas, comúnmente denominados *plásticos*.

Conos de plata

Estos conos están compuestos prácticamente por plata pura (99,8-99,9%), con trazas de níquel y cobre. Se fabrican siguiendo normas de estandarización.

Sus propiedades mecánicas, en comparación con los de gutapercha, permiten utilizarlos en conductos curvos y estrechos. Sus propiedades son las de un metal puro y dentro de ellas se destaca una elevada radioopacidad. Entre las propiedades mecánicas puede destacarse que poseen una rigidez

Cuadro 33-1. *Tipos de materiales para obturación de conductos radiculares*

Llevados al conducto en estado sólido	Llevados al conducto en estado plástico
Conos	Pastas Selladores (cementos y resinas) Materiales termoplásticos

timas características permiten su adaptación –por deformación– a la forma del conducto. Sin embargo, debe recordarse que el ser labrados los torna algo frágiles, por lo que debe evitarse repetir esta maniobra para no generar fracturas.

Respecto de las propiedades químicas, es posible detectar fenómenos de corrosión en ellos. Estos conos producen sulfuros, cloruros y carbonatos, que son tóxicos para los tejidos apicales y periapicales. A fin de evitar el problema de la corrosión se intentó emplear titanio, que puede pasivarse y evitar la formación de estos productos.

Conos de gutapercha

Se trata de conos compuestos por gutapercha (19-21%), óxido de cinc (60-75%), sulfatos metálicos y ceras y resinas en pequeñas cantidades. Como puede verse, el componente en mayor proporción es el óxido de cinc. Sin embargo, el comportamiento del material se asemeja más al de los materiales orgánicos.

La gutapercha se presenta en dos formas cristalinas, alfa y beta, con características diferentes desde el punto de vista molecular y termoplástico. Por ejemplo, la gutapercha alfa tiene una temperatura de ablandamiento más elevada que la beta (65 °C y 56 °C, respectivamente). La que se expende comercialmente es la forma beta.

Los conos de gutapercha se fabrican de acuerdo con normas de estandarización que establecen una tolerancia de ± 0,05 mm en el diámetro para los conos #010 y #025 y de ± 0,07 mm para los #030-140. Esto se debe, principalmente, a la forma de fabricación que implica su enrollado manual.

Diversos estudios han comprobado que muy pocas marcas comerciales, y sólo en algunas de sus medidas, logran cumplir con ellas. Probablemente esto, además, se relacione con la inestabilidad dimensional característica de los materiales orgánicos que hace que varíen según la temperatura de almacenamiento. Sin embargo, esta pequeña diferencia aceptada desde las regulaciones puede tener más relevancia cuando estos valores se relacionan con los aplicados en la clínica.

El material en sí es termoplástico, poco soluble, flexible, maleable, dúctil, tiene capacidad de experimentar fácil deformación (*flow* o escurrimiento). De hecho, este punto, si bien puede ser una desventaja con respecto al almacenamiento, se transforma en una ventaja en el momento de efectuar la obturación. Al realizar la técnica de condensación lateral, se aplica un instrumento, denominado *espaciador*, que se debe dejar en posición durante un lapso corto. De esta manera, se produce la deformación del cono, que así se adapta a las paredes del conducto; luego se aplica nuevamente el espaciador y se va repitiendo la maniobra agregando otro cono hasta completar la obturación. Hay que destacar la importancia de dejar el espaciador aplicado durante un tiempo, aunque breve, para hacer efectiva esta acción. La presencia de plastificantes, como las ceras y las resinas, acentúa estas propiedades.

La característica de termoplasticidad también es útil en la realización de la técnica de compactación termomecánica de la gutapercha.

La incorporación de óxido de cinc aproxima de alguna manera las propiedades de la gutapercha a las de los materiales cerámicos. Así, esa incorporación modifica la termoplasticidad y la solubilidad, torna más rígido y frágil al conjunto y, sobre todo, hace que el material sea algo radioopaco.

Recientemente se han comercializado conos de gutapercha con agregado de hidróxido de calcio diseñados para la obturación provisoria del conducto radicular en busca del efecto biológico dado por la liberación de iones calcio y oxhidrilo.

Otra alternativa para lograr que los conos reúnan las características óptimas es la fabricación de conos plásticos; sin embargo, presentan deficiencias en cuanto a la estandarización, así como una elevada rigidez que, en algunos casos, dificulta la adaptación a conductos curvos.

Otros

Existen algunos tipos de conos llamados activos, ya que la idea general es que liberen alguna sustancia durante cierto lapso, razón por la cual son denominados además *temporarios*. Los compuestos incorporados en su fórmula, en general, tienen función antiséptica y son clorhexidina, hidróxido de calcio y yodoformo. Otra variedad recientemente incorporada son los conos de gutapercha recubiertos con una fina capa de resina que permitiría una unión química si se usa un sellador con la misma composición.

Materiales llevados al conducto en estado plástico

Pastas

Se trata de materiales en los que no ocurre una reacción de endurecimiento, sino que, en alguna instancia, se produce la evaporación de un solvente o vehículo con la consiguiente "desecación". Esto determina una elevada inestabilidad química que sustenta el empleo de estos materiales. Puestos en contacto con un medio líquido se desintegran y liberan así sus componentes, los cuales explicarían su efecto biológico.

La clasificación más común es la de pastas alcalinas y antisépticas. Estas últimas, a su vez, pueden ser reabsorbibles en forma lenta o rápida. En realidad, es una clasificación controversial, ya que las pastas alcalinas también tienen efecto antiséptico. En las pastas alcalinas el principal componente, aunque no necesariamente el que está en mayor proporción, es el hidróxido de calcio.

El fundamento de la utilización de estas pastas es la disolución del hidróxido que libera iones calcio y oxhidrilo. Estos últimos son responsables de una alcalinización del medio a partir de la cual se produce el efecto antimicrobiano y la formación de nuevo tejido calcificado. Aparentemente, la alcalinización produce una capa de necrosis, que luego induce la cicatrización. Por eso, este tipo de materiales suele utilizarse en casos de

ápices insuficientemente calcificados, reabsorciones dentinarias o perforaciones. En cualquiera de los casos descritos, este material se emplea como obturación provisoria hasta lograr que se produzca el efecto deseado y entonces se reemplaza por el material de obturación definitivo. Debido a la consistencia de la pasta, su retiro del interior del conducto es bastante complicado. Éste es un paso muy importante en el proceso de obturación, ya que si quedan restos de pasta en las paredes radiculares, el material de obturación definitiva tendrá una pobre adaptación, lo que dificultará también la posibilidad de obturación de algún conducto accesorio o lateral.

La fórmula original de esta pasta es hidróxido de calcio y agua destilada. Se hicieron algunas modificaciones, como el agregado de yodoformo para aumentar la radioopacidad del material, especialmente porque es muy parecida a la de la dentina y eso puede dificultar el control radiográfico. Otras formas de preparación incluyen el paramonoclorofenol alcanforado para aumentar el poder antiséptico. Sin embargo, el componente más importante es el $Ca(OH)_2$.

Las pastas antisépticas están compuestas casi exclusivamente por sustancias antisépticas como paraclorofenol, yodoformo, timol, mentol, etc. Puestas en contacto con los tejidos periapicales, son reabsorbibles. En la fórmula suele hacerse una modificación: el agregado de óxido de cinc que las torna más lentamente reabsorbibles. La técnica de obturación incluye la utilización de conos de gutapercha que ayudan a condensar la pasta.

Una de las innovaciones en estos materiales es su presentación comercial, que viene en forma de jeringa a fin de facilitar su introducción en el conducto radicular y la llegada hasta el nivel apical deseado.

Selladores

Cementos

a) **Cementos de óxido de cinc-eugenol:** Dentro de este gran grupo pueden clasificarse los cementos con fórmula según Grossman (Procosol®, Roth 801®, Pulp Canal Sealer®, Tubli Seal®, Endomethasone® y Cemento de Rickert®, entre otros). Las diferencias entre ellos están dadas por la manipulación (presentación comercial, dosificación, etc.) y por ciertas variantes en la composición orientadas principalmente al efecto biológico que estos materiales producen en los tejidos circundantes. Sin embargo, si se los analiza desde el punto de vista del material, tienen muchas similitudes.

El término *cemento* indica que se trata de un material que se endurece por una reacción ácido-base. Por otro lado, como cerámico iónico, es un material susceptible de sufrir un proceso de disolución o desintegración. Por tratarse de una sal producida entre un ácido orgánico (carbono) y cinc, tiene relativamente baja solubilidad, sobre todo si se lo compara con los cementos a base de calcio. Debido al agregado de resinas en la fórmula, esta solubilidad es menor aún. Para no alterar la solubilidad se recomienda respetar la relación polvo/líquido sugerida por el fabricante para lograr que en la estructura final incluya la mayor proporción posible de núcleos y la menor de matriz salina. De esta manera quedará la mínima proporción de eugenol libre, lo cual tiene importancia desde otros puntos de vista que se describirán más adelante.

El agregado de resinas tiene, además, otras connotaciones. Por ejemplo, en lo referente a la manipulación, es recomendable realizar la mezcla con una espátula sobre una loseta esmerilada. De esa manera se puede ejercer mayor presión y se logra "romper" esas partículas de resinas haciendo que se mezclen con el líquido. Debe recordarse que las losetas utilizadas para las mezclas deben limpiarse lo más rápidamente posible, antes de que se produzca el fraguado a fin de evitar que en sus rugosidades queden restos de material endurecido.

En algunos materiales en los que la molienda del polvo no se realiza de manera muy controlada puede observarse ausencia de uniformidad en su aspecto. Es importante agitar el frasco del polvo para homogeneizarlo ya que, por gravedad, los componentes más densos suelen decantarse. Cuanto más notoria es la diferencia de tamaño entre los componentes, más importante es la homogeneización del polvo; de lo contrario, cada vez que se realice una mezcla, las propiedades del material serán sensiblemente diferentes porque la composición porcentual del material será distinta. Algunos de estos materiales se presentan en forma de dos pastas con el fin de facilitar la manipulación. Sin embargo, quizá por el aumento de la reactividad de los componentes al estar previamente disueltos, se acortan de modo significativo los tiempos de trabajo y endurecimiento.

La radioopacidad es, en general, elevada a causa del alto peso atómico del cinc. La importancia de minimizar el eugenol libre es biológica, restauradora y estética. Como se sabe, este compuesto ejerce una acción irritante cuando entra en contacto con los tejidos vivos. Sin embargo, se ha demostrado que este efecto disminuye notablemente en las primeras horas.

Desde el punto de vista estético, los restos de eugenol remanentes en la dentina coronaria pueden experimentar, con el tiempo, un proceso de oxidación. Éste se traduce en un oscurecimiento de la corona dentaria. Por otro lado, con respecto al efecto sobre la restauración del diente afectado, debe tenerse en cuenta la posible inhibición que produce el eugenol sobre la polimerización de las resinas reforzadas, por lo que minimizar el eugenol libre reduce la posibilidad de que esto suceda.

Algunos materiales, en su fórmula original, incluían plata, que producía el mismo efecto óptico de modificación del color de la pieza dentaria que el eugenol. En la mayoría de ellos este compuesto se ha eliminado. El principio de su inclusión en la composición se basaba en que brindaba una importante radioopacidad; se ha reemplazado por otros componentes que dan el mismo efecto sobre las radiaciones Röentgen sin la desventaja sobre la estética.

La capacidad de adaptación de estos cementos a las paredes del conducto y de penetración en conductos accesorios es bastante buena, quizá por la fluidez que se consigue una vez mezclados.

También poseen un fuerte efecto antimicrobiano debido a la presencia de eugenol que, como compuesto fenólico, ejerce una importante acción

sobre bacterias, células micóticas y formas vegetativas. También podría pensarse que la presencia de cinc, como metal pesado, podría agregar algo a este efecto.

b) **Cementos a base de hidróxido de calcio:** Estos cementos se desarrollaron para aprovechar las ventajas biológicas del hidróxido de calcio, pero en un material que pueda utilizarse como obturación definitiva. Su endurecimiento se basa en la reacción entre el hidróxido de calcio y derivados del ácido salicílico. De este modo se diferencian de las pastas por la formación de un salicilato de calcio, lo que implica la producción de una reacción de fraguado.

En términos generales, estos cementos se parecen a los descritos en el capítulo 11 (cementos de hidróxido de calcio), con algunas variantes introducidas para adaptar su uso al trabajo endodóntico. Se presentan comercialmente en dos pastas de diferente color para ser mezcladas hasta lograr un color uniforme, por lo que su preparación resulta muy fácil.

Una de las modificaciones tiene que ver con el tiempo de endurecimiento y trabajo, que es significativamente más prolongado que en los utilizados en operatoria dental. Es más, algunos de ellos no se endurecen durante períodos de hasta una semana, si se los mantiene a temperatura y humedad ambientes.

Con respecto a la capacidad de adaptación a las paredes del conducto y sellado de conductos accesorios, en general es bastante buena. La fluidez y el corrimiento dependen del producto comercial en particular.

La solubilidad y la desintegración de estos cementos son más elevadas que las de los de óxido de cinc y eugenol, por ser el calcio menos electronegativo que el cinc. De hecho, esto es lo que justifica el efecto biológico de los materiales con calcio. Sin embargo, y como ya se explicó, el objetivo del material de obturación es que sea lo más insoluble posible a fin de mantener intacto el sellado de la luz del conducto. De esta manera, existe una especie de contradicción entre la necesidad de sellado hermético y la de buscar que el material se disuelva para lograr la alcalinización del medio y el consiguiente efecto biológico. Éste quizá sea uno de los argumentos que se utilizan para justificar su poco uso, y de esta manera puntualizar las desventajas de este material.

La radioopacidad suele ser aceptable. Con el agregado de óxido de titanio y otros óxidos metálicos se logra elevarla ligeramente para poder diferenciar el material de la dentina adyacente.

La acción antimicrobiana está relacionada con la capacidad de disolverse y alcalinizar el medio. La biocompatibilidad es bastante buena, si se considera el efecto biológico que se obtiene sumando la capacidad de formar tejido calcificado y el efecto antimicrobiano.

c) **Cementos de ionómero vítreo:** Estos cementos son básicamente los mismos que se describen en el capítulo 12. La idea de su uso como materiales de obturación en endodoncia es la posibilidad de sellar posibles perforaciones o comunicaciones con el periodonto, reforzar paredes que pueden haber quedado debilitadas por el proceso infeccioso o la técnica de preparación del conducto y lograr una unión fuerte con los materiales de restauración coronaria. La técnica de obturación es, por lo general, con un único cono, para que éste sirva de guía en caso de que sea necesario el retratamiento, ya que idealmente el conducto debe ser rellenado casi en su totalidad por este sellador. El inconveniente de esta técnica es que al no haber presión lateral, es bastante poco probable obturar conductos accesorios o laterales.

Se presentan en dos formas comerciales: predosificados (encapsulados) y como ionómeros anhidros para mezclar con agua. Los tiempos de trabajo y endurecimiento son relativamente cortos y la adaptación a las paredes del conducto es bastante buena debido a la capacidad de adhesión específica y a que, al poseer agua en su composición, no se ven demasiado afectados por la humedad remanente en las paredes de los conductos.

De todos modos, y teniendo en cuenta lo sensibles que son a la humedad en las primeras horas y hasta que se completa el fraguado del material, la posibilidad de sellar posibles comunicaciones con el periodonto sería relativa.

El efecto antimicrobiano no es muy marcado y se produciría por liberación de fluoruro, y su biocompatibilidad es bastante aceptable.

Como dato adicional, estos materiales ofrecen la posibilidad de realizar el tratamiento endodóntico y el restaurador en una misma sesión, según el grado de pérdida de estructura dentaria.

d) **Otros cementos:** Existe un tipo de cemento que está a mitad de camino entre el de óxido de cinc-eugenol y el de hidróxido de calcio, compuesto por óxido de cinc, hidróxido de calcio y eugenol. Se presenta en forma de polvo y líquido, con el polvo predosificado, y se prepara de la misma forma que el de óxido de cinc-eugenol. Las propiedades son parecidas a las de éstos y tiene la posibilidad de liberar calcio. Sin embargo, esta liberación no es muy importante, ya que la solubilidad del material no es muy elevada. Otra alternativa son los cementos a base de trióxidos minerales llamados genéricamente MTA. Este material se desarrolló en la Universidad de Loma Linda y es un polvo de partículas hidrófilas que tienen la capacidad de endurecerse en presencia de humedad. Los principales componentes son los silicatos tricálcicos, aluminio tricálcico, óxido tricálcico y óxido de silicato; puede agregarse óxido de bismuto,que le otorga radioopacidad. El polvo se hidrata con agua destilada, con lo que se crea un gel coloidal con pH alcalino (aproximadamente 12,5) que se solidifica para formar una estructura dura y resistente.

Resinas

Hay diferentes tipos de selladores a base de resinas en los que la reacción de endurecimiento está dada por una polimerización por apertura de anillos o epóxica, ya que sus componentes básicos poseen grupos reactivos termi-

nales de este tipo. Se presentan con dos componentes: la fórmula original era un polvo y un líquido, en el cual la manipulación y la dosificación se tornaban bastante complicadas. Esto se modificó incorporando silicona al polvo para transformarlo en otra pasta, con lo cual se facilitó la preparación del material, aunque con algunas consecuencias no deseables sobre la capacidad de adaptación a las paredes del conducto. La fluidez y el corrimiento son aceptables, así como los tiempos de trabajo y endurecimiento. Su solubilidad es reducida y la radioopacidad, que en principio es escasa por el bajo peso atómico del carbono, del oxígeno y del hidrógeno, se aumenta a valores convenientes mediante la incorporación de óxidos metálicos en la fórmula. La acción antimicrobiana es buena, no por el material en sí, sino porque, durante la reacción, aparentemente se forma y se libera formaldehído, que es un fuerte inhibidor del desarrollo de bacterias y hongos. En cuanto a la posibilidad de colorear la corona dentaria remanente, la fórmula original incluía plata, pero en las últimas se ha eliminado.

Otros tipos de materiales se basan en resinas polivinílicas. Comparándolas con otras resinas de uso odontológico, existen algunas similares a las siliconas por adición y otras a las resinas que forman los composites. Se incorporan también elementos que aumenten su opacidad radiográfica, su tiempo de trabajo y endurecimiento, y en algunas se ha reducido su hidrofobicidad a fin de lograr materiales con mayor capacidad de adaptación a las paredes del conducto radicular.

Materiales termoplásticos

Dado que los conos de gutapercha utilizados durante la técnica de condensación lateral sólo son compactados entre sí, queda un espacio libre en el conducto que debe ser rellenado por el sellador. Partiendo de este concepto se pensó aprovechar la propiedad de termoplasticidad de la gutapercha para usarla como material único de obturación y en especial la gutapercha α, que es la que por calentamiento adquiere un elevado corrimiento.

Para llegar al estado plástico existen diferentes medios: instrumentos especialmente diseñados para que, al tomar contacto a cierta temperatura con la masa de gutapercha, logren ablandarla y posibiliten que sea adaptada por compresión. Hay otras técnicas que requieren una especie de jeringa donde está ubicada la gutapercha que, al ser calentada, la ablandan y luego posibilitan su inyección dentro del conducto radicular.

Finalmente, otros sistemas proveen un instrumento metálico u orgánico recubierto por gutapercha que se coloca previamente en una especie de termostato para ablandarla y luego se lleva al conducto. El paso siguiente es cortar el instrumento a la altura del comienzo del conducto y dejar todo el conjunto allí.

El problema que presentan es que la gutapercha, como todo material orgánico, experimenta, al enfriarse, una contracción relativamente importante, sobre todo si se considera que esta gutapercha debe ser ablandada a temperaturas que alcanzan los 65 °C o puede ser compactada con instrumentos

que llegan a los 150 °C. Pero aun cuando se tenga en cuenta todo esto, algunas de las técnicas aconsejan, de todas maneras, utilizar un sellador.

Desde el punto de vista de la biocompatibilidad, también tiene importancia la temperatura, porque es transmitida al periodonto y puede producir algunas alteraciones.

Ejercitaciones

- Analice las características y las propiedades de interés en los materiales que se emplean en endodoncia para la obturación de conductos radiculares.
- Clasifique los materiales de uso en la obturación de conductos radiculares en función de su forma de empleo y composición.
- Describa la forma de funcionamiento o endurecimiento de los diferentes materiales usados en la obturación de conductos radiculares.

34
Ortodoncia

La ortodoncia es una disciplina dentro de la odontología que se ocupa de la modificación de la posición de las piezas dentarias o de la morfología de los maxilares con la finalidad de corregir deficiencias funcionales o estéticas.

En los tratamientos ortodónticos más comunes, ese trabajo (en física, producto del desplazamiento de una fuerza a lo largo de una distancia) se realiza con la energía mecánica acumulada en un dispositivo. Para ello se aprovechan las características mecánicas de ciertos materiales que son deformados dentro de su rango elástico ("activados" se acostumbra decir en el "lenguaje" de la ortodoncia) para que, al tratar de recuperar sus dimensiones originales, generen tensiones sobre las estructuras biológicas que se quieren modificar. Por ejemplo, que produzcan tensiones compresivas y traccionales en una estructura ósea, para generar procesos de reabsorción y remodelación, y posibilitar el desplazamiento de piezas dentarias a la posición deseada.

Los movimientos dentarios se logran a través de dispositivos especialmente diseñados para el trabajo clínico para almacenar energía y devolverla para producir el efecto deseado. Estos dispositivos se confeccionan con materiales que provean la fuerza necesaria de acuerdo con el objetivo clínico. Por ejemplo, se utilizan aleaciones metálicas para la realización de arcos, resortes y ligaduras, y materiales elastoméricos en otras situaciones.

Propiedades mecánicas y alambres para ortodoncia

Realizar un tratamiento ortodóntico puede considerarse algo así como "jugar con el comportamiento tensión/deformación de un material"; es decir, aprovechar el comportamiento que puede ser analizado en el gráfico tensión/deformación (cap. 2).

Ese gráfico incluye una parte recta que representa el comportamiento elástico, por lo que, si la estructura confeccionada con ese material se defor-

ma dentro de ese rango (que incluye la cantidad de deformación que se produce hasta la tensión correspondiente al límite proporcional) y se apoya sobre una pieza dentaria, la tendencia a la recuperación elástica producirá la acción de desplazamiento buscada.

Para poder realizar satisfactoriamente esa acción debe disponerse de suficiente capacidad de deformación elástica máxima (flexibilidad máxima), pero al mismo tiempo con un módulo elástico (rigidez) adecuadamente elevado para que la fuerza que genere la recuperación sea suficiente para producir el desplazamiento dentario.

Estas razones son suficientes para entender por qué el trabajo ortodóntico básico se realiza, casi con exclusividad en la actualidad, con materiales metálicos: es prácticamente imposible obtener flexibilidad con los cerámicos y suficiente módulo elástico con los orgánicos. Dentro de las estructuras metálicas, las labradas (deformadas mecánicamente) en forma de alambres son las que permiten combinar las dos características deseables (cap. 4). En resumen, el trabajo ortodóntico básico se realiza con *alambres* y *arcos preformados*.

Por otro lado, la confección de un aparato o dispositivo ortodóntico con un alambre determinado obliga a conformarlo de determinada manera. Para ello, la porción del gráfico tensión/deformación que se genera con tensiones superiores al límite proporcional debe ser suficientemente larga (suficiente capacidad de deformación permanente) para permitir ese conformado sin fractura. En definitiva, el alambre no debe ser exageradamente frágil.

Puede entonces deducirse que los valores para ciertas propiedades mecánicas de los materiales metálicos que son empleados en la fabricación de alambres deben ser analizados en el momento de encarar su indicación y uso.

El del módulo de elástico es una de ellas. Cuanto mayor sea el valor en el material con el que fue confeccionado un alambre determinado, mayor es la posibilidad de aplicar fuerzas elevadas para producir desplazamientos dentarios, y mayor la posibilidad de generar fuerzas elevadas que produzcan efectos no deseados (reabsorciones óseas exageradas).

A su vez, el conocimiento del valor del límite proporcional junto con el del módulo elástico permite conocer la flexibilidad o capacidad máxima de trabajo; es decir, hasta qué medida puede ser "activado" el dispositivo y qué magnitud total de desplazamiento dentario puede producir.

Estos conceptos se entienden si se tiene presente que el valor del módulo elástico surge del cociente entre una tensión que no supere el límite proporcional y la correspondiente deformación elástica, o sea:

$$E = T / D$$

donde

E = módulo elástico
T = tensión no superior al límite proporcional
D = deformación correspondiente a T

Cuando el valor de T corresponde al límite proporcional, puede calcularse la correspondiente deformación:

$$D = T / E$$

y, en este caso, esa deformación es la flexibilidad máxima o capacidad máxima de trabajo ortodóntico, lo que los autores de habla inglesa denominan *springback*.

Puede observarse que con materiales de igual módulo elástico pero diferente límite proporcional pueden obtenerse alambres que brindan diferente posibilidad de trabajo. Para un determinado alambre, el confeccionado con un material de mayor límite proporcional posibilitará el trabajo con menor necesidad de activación periódica,o sea, con citas más espaciadas del paciente.

Por otro lado, a igual flexibilidad máxima (igual *springback*), un determinado alambre permitirá aplicar, para una determinada posibilidad máxima de trabajo, fuerzas tanto más elevadas sobre las piezas dentarias a desplazar cuanto mayor sea el valor del módulo elástico del material con que fue confeccionado.

Estas consideraciones son suficientes para comprender que la información que deben brindar los fabricantes y proveedores de alambres para ortodoncia –y conocida por los profesionales que los utilizan– incluye, necesariamente, el valor de módulo elástico y el de límite proporcional o de límite elástico o resistencia a la fluencia (*yield strength*), que son razonablemente equivalentes (cap. 2).

Cuando estos aspectos se analizan en forma combinada con el proceso de fabricación de un determinado dispositivo o aparato ortodóntico surge cierta dualidad. Para poder producir el movimiento dentario se necesita en el material un límite proporcional elevado (asegurar alta flexibilidad), pero para poder confeccionar un dispositivo con un alambre se hace necesario un límite proporcional no demasiado elevado para asegurar la posibilidad de deformación permanente (alta ductilidad o baja fragilidad).

El valor del límite proporcional de un material metálico está directamente relacionado con la cantidad de trabajo mecánico en frío (endurecimiento mecánico) a que haya sido sometido y también, en algunas aleaciones, puede ser modificado con tratamientos térmicos tal como se analizó en el capítulo 4. A su vez, puede ser evaluado en función de los valores de dureza (tratamientos endurecedores y ablandadores). Esto permite la fabricación, comercialización y empleo de alambres que, para una determinada composición y medida, tienen diferentes grados de dureza (p. ej., blandos, semiduros, duros) y, por ende, de valores de límite proporcional. Los alambres duros permiten mayor capacidad de trabajo (mayor desplazamiento dentario con una única activación), pero no permiten confeccionar aparatos de diseños complejos (dobleces, *loops*, etc.) debido a su fragilidad. Los blandos, por el contrario, permiten confeccionar dispositivos complejos. Como esa confección representa, a su vez, la realización de una deformación mecánica del alambre, en el dispositivo final el límite proporcional tendrá un valor superior al que inicialmente fue determinado en la fabricación industrial del alambre.

Estas propiedades mecánicas con valores variables según las necesidades de un tratamiento ortodóntico en particular deben, obviamente, ser acompañadas por adecuada resistencia a la corrosión ya que los alambres deben funcionar en el medio bucal.

Composición de los alambres para ortodoncia

Para obtener las propiedades analizadas se pueden utilizar diversas aleaciones en la fabricación de alambres para ortodoncia. Las aleaciones a base de metales nobles y fundamentalmente a base de oro fueron empleadas en las primeras décadas del siglo XX y en los inicios de lo que podría llamarse la tecnología ortodóntica moderna.

El desarrollo de la siderurgia (metalurgia del acero, o sea de aleaciones de base hierro con contenido de carbono de hasta poco menos del 2% en la masa) y el desarrollo de los aceros inalterables (más conocidos como "inoxidables" a pesar de que su inalterabilidad se basa en la pasivación determinada por la presencia de cromo, tal como se describió en el cap. 4) motivó la discontinuidad del uso de aquellas aleaciones. Los motivos estuvieron dados tanto por aspectos relacionados con el costo de la materia prima como por el hecho de que el acero inoxidable tiene un valor de módulo elástico que prácticamente duplica el del oro. De esta manera es posible obtener fuerzas de desplazamiento adecuadas con alambres más delgados, lo que representa dispositivos menos voluminosos. También significa la imposibilidad de generar fuerzas muy pequeñas cuando el tratamiento lo requiere a menos que sean "activados" sólo ligeramente (con escasa deformación) pero esto, a su vez, implica la necesidad de citas periódicas frecuentes del paciente.

La composición de acero más frecuente de uso en alambres para ortodoncia responde al denominado habitualmente *acero 18-8*. Sus principales componentes se muestran en el cuadro 34-1. El cromo es, como ya se indicó, el responsable de la pasivación y debe tenerse presente que, si el trabajo de confección del dispositivo ortodóntico requiere la realización de soldaduras, deben utilizarse las de bajas temperaturas de fusión (aleaciones de plata/cobre) tal como se analizó en los capítulos 4 y 30. El calentamiento excesivo o prolongado hace perder las características de inalterablidad.

Cuadro 34-1. *Composición de aleaciones para alambres que se usan en ortodoncia*

Acero	*Co-Cr-Ni*	*Ni-Ti*	*Beta-titanio*
Cr 18 %	Co 20 %	Ni 54 %	Ti 78 %
Ni 8 %	Cr 15 %	Ti 44 %	Mo 12 %
C 0,15 %	Mo 7 %	Co 2 %	Zr 6 %
Fe	Mn 2 %		Sn 4 %.
Fe			

La composición de otras tres aleaciones para alambres para ortodoncia que no entran dentro de lo que se reconoce con el nombre de *acero* también se muestra en el cuadro 34-1. Una de ellas es una aleación de hierro con cobalto, cromo y molibdeno, cuya versión más conocida es la comercializada con el nombre de Elgiloy®. Fue desarrollada inicialmente para uso en resortes para relojería y luego adaptada para ortodoncia.

En las dos aleaciones restantes, el titanio es el elemento responsable de la pasivación y resistencia a la corrosión. Como puede verse, una de ellas es básicamente una aleación de níquel-titanio y la otra incluye una forma de titanio conocida como beta-titanio.

Es de notar que hasta el día de hoy el grupo de aleaciones que contienen níquel-titanio se las conoce en la profesión como "NiTi". Pero no todos los NiTi que se comercializan presentan las mismas propiedades. Por ello es necesario identificar las diferencias para sus aplicaciones clínicas.

En la década de 1970 se presentan los arcos de ortodoncia con composición equiatómica de átomos de níquel-titanio (1:1). Este producto es una aleación de martensita estabilizada, que se conoce como nitinol, que es la aleación convencional (acrónimo formado por Ni:níquel, ti:titanio, n:Navy, o:ordenance, l:laboratory). Los fines originales de uso de este material fueron para comunicaciones satelitales de la Marina de los Estados Unidos de América.

En 1979 se introdujeron las aleaciones de beta-titanio. La presencia de molibdeno cúbico a cuerpo centrado en el titanio hexagonal compacto estabiliza la fase beta III a temperatura ambiente.

Promediando la década de 1980 aparecieron las aleaciones de níquel-titanio superelásticas. Son las aleaciones austeníticas activas, que forman martensita inducida por tensión.

A principios de la década de 1990 se ofrecieron al mercado las aleaciones martensíticas activas que experimentan efecto de memoria de forma en boca (véase más adelante). Son aleaciones de níquel-titanio con cobre que también pueden contener cromo y hierro que manifiestan superelasticidad y memoria de forma a los 27 °C, 35 °C y 40 °C y se conocen como *termoactivas*.

Es importante aclarar que aleaciones de níquel-titanio con composiciones químicas parecidas muestran diferentes conductas de transformación cristalina y microestructuras. Los fenómenos de "memoria elástica" y superelasticidad se analizan más adelante en este capítulo.

Estas microestructuras cristalinas son generalmente procesadas a través de complejos tratamientos termomecánicos para obtener ciertas propiedades, por ejemplo, memoria de forma térmica, superelasticidad y otras. Puede ejercerse un mejor control sobre estas secuencias de tratamientos que sobre los cambios en la composición química para el logro de determinadas propiedades.

En los últimos años aparecieron en el mercado aleaciones que combinan las fases alfa y beta del titanio. Están compuestas por titanio en un 90%, 6% de aluminio que estabiliza la fase alfa, 3% de vanadio que estabiliza la fase beta y 1% de otros elementos como manganeso y cromo. Otra aleación considerada con fase beta-titanio es la compuesta por 55% de titanio y 45% de niobio, libre de níquel.

Podría resumirse que varios tipos de aleaciones para arcos están actualmente disponibles, según se detalla a continuación:

1) aceros inoxidables
2) cobalto-cromo-molibdeno
3) aleaciones con contenido de titanio:
   3.1 aleaciones de níquel-titanio
      3.1.a convencionales no superelásticas
      3.1.b superelásticas
      3.1.c superelásticas termoactivadas
   3.2 aleaciones de beta-titanio
   3.3 aleaciones de alfa y beta titanio
   3.4 aleaciones de titanio-niobio

Cada una de estas aleaciones tiene un comportamiento particular, con características y propiedades únicas.

Propiedades de las aleaciones para alambres ortodónticos

En el cuadro 34-2 se muestran los valores de módulo elástico y resistencia a la fluencia (indicativa del valor de límite proporcional) de algunas de las citadas aleaciones. Es importante destacar que el segundo de esos valores puede variar en función del tratamiento previo (mecánico o térmico) a que ha sido sometido el alambre (grado de endurecimiento), pero no así los valores de módulo elástico que están determinados por la composición. También se incluyen los valores de flexibilidad máxima calculados en función de la relación (cociente) entre la resistencia a la fluencia y el módulo de elasticidad y la cantidad de dobleces a 90 grados que se pueden realizar antes de la rotura, un dato que se obtiene en un ensayo de evaluación de la posibilidad de confección de dispositivos complejos que brinda la aleación.

Con el análisis de estas propiedades pueden compararse las posibilidades del trabajo de cada una de las aleaciones. Puede verse que tanto el acero como el cobalto-cromo-molibdeno permiten aplicar fuerzas similares sobre los dientes (el valor del módulo elástico es similar). Tampoco se diferencian

Cuadro 34-2. *Algunas propiedades típicas de aleaciones para alambres de uso en ortodoncia*

Aleación	*Módulo de elasticidad E (MPa)*	*Resistencia a la fluencia RF (MPa)*	*Resistencia traccional RT (MPa)*	*Flexibilidad máxima RF/E (%)*	*Dobleces en 90°*
Acero	179.000	1.579	2.117	0,9	5
Co-Cr-Ni	184.000	1.413	1.682	0,8	8
Ni-Ti	41.000	427	1.489	1	2
Beta-Ti	72.000	931	1.276	1,3	4

significativamente en su valor de límite proporcional (o resistencia a la fluencia), con lo que la posibilidad de desplazamiento dentario para una activación máxima es similar. Pero si en algo cambia la ortodoncia con la aparición de la segunda de estas aleaciones es en la posibilidad de confeccionar dispositivos complejos, especialmente cuando se trata de este alambre en sus versiones más "blandas".

Las aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno, ligeramente más rígidas que las de acero, tienen la particularidad de ser presentadas con diferentes resiliencias. En un principio fueron ofrecidas al comercio como elásticas, semielásticas, duras y extraduras, y con un color diferente en el envase para su identificación. Las de mayor uso son las de color azul, de bajo límite proporcional y fáciles de contornear. Todas estas aleaciones pueden ser sometidas a un tratamiento térmico endurecedor (véase cap. sobre metales) una vez conformado el arco para cada paciente. Luego de ser sometido a un horno a una temperatura de 482 79,°C durante 7 a 11 minutos, se produce un aumento del límite proporcional y aumentan las propiedades mecánicas. El tratamiento térmico no produce un cambio en el valor de módulo elástico. Estas aleaciones pueden ser soldadas.

La gran transformación en la ortodoncia (similar a la que representó en su momento la aparición del acero como alternativa a las aleaciones de base oro) es representada por el desarrollo de las aleaciones con titanio. En el cuadro 34-2 se ve que en ellas el módulo elástico puede llegar a valores inferiores a una cuarta parte de los del acero o el cobalto-cromo-molibdeno.

Es cierto que la máxima posibilidad de trabajo (flexibilidad máxima) puede no ser muy distinta, pero la diferencia de módulo hace una diferencia fundamental. En las aleaciones de módulo elevado (p. ej., acero) no es frecuente que la activación máxima posible pueda ser empleada porque significa la generación de una fuerza demasiado elevada sobre las estructuras por desplazar, que puede producir efectos nocivos (movilidad dentaria o reabsorciones). El bajo valor de módulo elástico, especialmente en la aleación de níquel-titanio permite, en cambio, utilizar el máximo de activación posible sin inconvenientes indeseables y así realizar un tratamiento ortodóntico con citas significativamente más espaciadas del paciente.

Las primeras aleaciones convencionales de níquel-titanio tuvieron aceptación clínica debido a su alta flexibilidad máxima y baja rigidez, es decir, bajo módulo elástico. Sin embargo, no presentaban efecto de memoria de forma útil para la ortodoncia ni superelasticidad.

Las aleaciones de níquel-titanio superelásticas son aleaciones austeníticas activas que forman martensita inducida por tensión. Se destacan dos fases en la microestructura de estas aleaciones: la fase martensítica presenta un módulo elástico bajo de 31 a 35 GPa y la fase austenítica es de alta rigidez, con un módulo de elasticidad de entre 84 y 98 GPa.

Las aleaciones de níquel-titanio, martensíticas activas, conocidas como *termoactivas*, presentan verdadera memoria de forma útil para la ortodoncia y superelasticidad. Las propiedades termomecánicas son los atributos más sobresalientes de las aleaciones de níquel-titanio superelásticas.

Cabe destacar la biocompatibilidad de todas las aleaciones con titanio, generalmente referida a la alta resistencia a la corrosión de este metal. Ella depende de factores como la calidad de terminación de la superficie, la cantidad de residuos y el grado de homogeneidad de la microestructura.

Como contrapartida, la aleación de níquel-titanio ofrece menor posibilidad de trabajo de confección de dispositivos (menor cantidad de dobleces posibles). Este aspecto, junto con la imposibilidad de realizar soldaduras sobre esta aleación, hace que se emplee principalmente en tratamientos con dispositivos que se adquieren ya prefabricados en su forma casi definitiva.

La aleación conocida como beta-titanio resulta ligeramente más favorable en estos últimos aspectos y posibilita, por lo menos, la realización de soldadura eléctrica, pero el valor de su módulo elástico no es tan notoriamente diferente del del acero como en el caso del níquel-titanio.

Existen además aleaciones de alfa y beta-titanio con mayor rigidez y límite proporcional que las de beta-titanio y pueden ser soldadas. También se comercializa un arco de níquel-titanio superelástico que produce fuerzas graduales y constantes desde los incisivos hasta los molares, es decir, fuerzas biológicamente específicas para cada tipo de diente en un mismo arco.

Las aleaciones de titanio-niobio libres de níquel son recientes. Son fáciles de contornear y doblar, tienen un rango de trabajo similar a los aceros inoxidables. Pueden ser soldadas y se comercializan para arcos de finalización.

Otra característica que en algunos tratamientos ortodónticos merece ser considerada es la posibilidad de generar fricción entre el alambre y un *bracket* metálico o no metálico (dispositivo que se adhiere a las estructuras dentarias para constituir, junto con otros componentes, el aparato ortodóntico). El acero resulta posiblemente el más ventajoso en ese sentido ya que, en las otras aleaciones, parte de la fuerza generada por la activación se pierde para vencer la resistencia al desplazamiento generada por la mayor fricción.

Las imperfecciones de la superficie y las impurezas pueden afectar las propiedades de la capa pasivadora y conducir a procesos de corrosión en esas zonas. El terminado de la superficie influye en la funcionalidad del alambre y su vida útil. Las superficies rugosas pueden producir altos coeficientes de fricción entre el arco y el *bracket.*

Las propiedades mecánicas y las características de superficie influyen en la determinación del coeficiente de fricción. Debido al alto coeficiente de fricción de las aleaciones de beta-titanio, algunos fabricantes han incluido la implantación de iones sobre la superficie de estas aleaciones y presentaron además como alternativa las aleaciones de alfa y beta-titanio. En éstas se registra, in vitro, menor coeficiente de fricción al ser comparadas con beta-titanio y mayor con respecto a los aceros inoxidables.

Como dato de interés pueden citarse otras alternativas para disponer de alambres de baja rigidez (bajo módulo elástico) y un rango de trabajo prolongado. Los alambres de acero inoxidable pueden ser presentados en vara única o varias hebras delgadas entrelazadas. Estos últimos se conocen como *stranded* o *multistranded,* que pueden ser triples o coaxiales. La configuración coaxial (eje común) presenta seis hebras de acero de muy delgado espesor enrolladas en una hebra interna. La configuración *braided* (trenzada) se realiza con nueve hebras trenzadas de sección rectangular. El material tiene alta rigidez, pero el reducido diámetro de las fibras determina una flexibilidad elevada (véase rigidez flexural) en cada una de ellas y esto se transmite al conjunto ofreciendo la posibilidad de un trabajo ortodóntico algo más parecido al que brindan los alambres de níquel-titanio. Existen variantes de arcos de acero coaxial recubiertos con nailon. Algunos arcos de niquel-titanio pueden presentarse con configuración coaxial y *braided.*

Memoria elástica y superelasticidad

El comportamiento termomecánico de algunas aleaciones de níquel-titanio superelásticas hace que las propiedades de memoria de forma y seudoelasticidad o superelasticidad sean posibles a partir de la transformación de fases en la microestructura. Las dos fases principales involucradas en esta transformación son la austenita y la martensita, que tienen diferente estructura cristalina y propiedades mecánicas.

Los fenómenos mencionados se atribuyen a la transformación martensítica, que ocurre como resultado de un cambio de tensión o temperatura. La supereslasticidad y la memoria de forma son el resultado de la naturaleza reversible de esta transformación. Con ciertas composiciones, estas aleaciones permiten generar cambios de estructura interna (cambios de fases) que se traducen en cambios de propiedades y aun en cambios de forma.

Por ejemplo, es posible con ciertas composiciones producir por deformación mecánica cierta forma, por ejemplo, de un arco. Esa estructura puede ser enfriada y a esa nueva temperatura se le puede dar una nueva forma. Si luego se calienta (y al llegar a una cierta temperatura de transición), la estructura "recuerda sus orígenes" y, sin que actúe ninguna fuerza, se produce una deformación que le permite recuperar su condición inicial.

Este fenómeno, conocido como *memoria elástica,* permite que en la fabricación industrial se prepare, por ejemplo, un arco de cierta forma y medida. Luego, y también industrialmente se lo enfría (a temperatura muy por debajo de 0 °C) y se le da una nueva forma y medida a ese arco, que así se comercializa. La composición regulada de la aleación utilizada hace que la temperatura bucal a la que llega el arco cuando se lo coloca en la boca de un paciente le haga "recordar" sus medidas iniciales. La deformación así producida permite mover los dientes a los que ese arco está fijado; el trabajo ortodóntico consiste en seleccionar y utilizar el arco que el proveedor indique que tiene cierta medida y que luego se recupera a otra que es también indicada y deseable como resultado del tratamiento.

La *superelasticidad* es también una característica vinculada con aspectos de modificaciones de estructura interna que se producen en algunas

aleaciones con titanio. En este caso, son consecuencia de la inducción de tensiones mecánicas que producen un cambio significativo en las propiedades.

En algunas de estas aleaciones es posible disponer de un determinado módulo elástico inicial, pero que cambia sustancialmente disminuyendo su valor (es decir, posibilitando una cantidad de deformación elástica significativamente mayor) cuando se supera una determinada tensión y que se mantiene así hasta otra tensión a partir de la cual recupera de nuevo su valor inicial. Esto permite producir grandes deformaciones dentro del rango elástico sin perder la magnitud de la fuerza que se obtiene con la activación y así ampliar el rango de trabajo ortodóntico. Se generan así fuerzas ligeras y constantes durante un largo período, que se conocen como biológicas y permiten espaciar las sesiones de control del paciente. El mismo mecanismo se emplea en la fabricación de algún instrumental (limas) para tratamientos endodónticos que resultan útiles sobre todo cuando hay que trabajar en conductos radiculares muy curvos.

La característica principal de este tipo de aleaciones de níquel-titanio es su relación no lineal en la curva tensión/deformación en el rango elástico, con respecto a otras aleaciones como los aceros inoxidables, por ejemplo. Esta conducta no lineal se conoce como *seudoelasticidad* o *superelasticidad* y se debe a la transformación reversible de fases dentro de la aleación por tensión o temperatura.

La superelasticidad es una propiedad mecánica definida por la forma del gráfico tensión/deformación en los ensayos de tracción y curvado (*bending*). En ese gráfico se observa una meseta, región casi horizontal durante la descarga o desactivación, que se produce a una tensión inferior a la correspondiente a la de activación o carga. Esto se debe a la trasformación reversible de fases dentro de la microestructura de estas aleaciones que se transmiten al gráfico en una curva reversa. Primero se produce una transformación hacia martensita, que luego se revierte para volver a formar austenita.

En el gráfico tensión/deformación de otras aleaciones como los aceros, la curva tensión/deformación expresa una proporcionalidad en el rango elástico y una sola región para la tensión/deformación tanto bajo la carga como cuando ésta es liberada, ya que no hay una transformación de fases en su interior que se manifiesten en una curva reversa.

Los alambres comercializados como termoactivos o dependientes de la temperatura están asociados con baja rigidez, alto *springback*, superelasticidad y memoria de forma útil para los fines ortodónticos. Algunos arcos pueden ser deformados cuando se los enfría a 5 °C y permiten ser adaptados al arco dentario y ligarlos a dientes muy mal posicionados, con gran apiñamiento. Cuando se calientan a temperatura corporal (37 °C), el arco intenta regresar a su forma original, manifestando su memoria de forma. Este fenómeno produce una fuerza baja o ligera casi constante, que se transmite al diente y provoca su movimiento.

Es importante aclarar que la gran mayoría de arcos ofrecidos en el comercio como superelásticos alcanzan esta propiedad in vitro, pero no siempre

en la clínica. Las condiciones necesarias para expresar la superelasticidad se logran cuando son utilizados en grandes deflexiones, es decir apiñamiento dentario severo.

Pueden resumirse los conceptos analizados diciendo que la fuerza producida para provocar el movimiento dentario depende de varios factores a considerar en la aleación del arco: composición, geometría y medidas, características de superficie, resistencia al desgaste, fricción y corrosión. Para un ortodoncista también es importante evaluar otras variables como la distancia entre los brackets, la dirección de la activación, el tipo de bracket y las dimensiones del slot.

Aspectos de la geometría de los alambres y del diseño

Los aspectos ya considerados se refieren al comportamiento mecánico de un determinado alambre en función de las propiedades mecánicas del material metálico con el que fue confeccionado.

Pero ese comportamiento mecánico también es influido por las medidas y las características geométricas de ese alambre. Así, ante esfuerzos de flexión puede calcularse:

$$\text{Rigidez flexural} = (E.\ \pi.\ r^4)\ /\ 4$$

donde

E = módulo de elasticidad
r = radio del alambre

Esta ecuación indica que pueden lograrse cambios más significativos en la rigidez de un alambre modificando ligeramente su espesor que cambiando ligeramente el módulo elástico del material con el que está construido. Así, la rigidez del alambre cambia en función de la cuarta potencia del radio y de la primera del valor del módulo elástico. Esto explica por qué sólo la aparición de una aleación muy distinta en esta propiedad como la de níquel-titanio indica posibilidades realmente diferentes en términos relevantes con respecto a lo que es posible con los alambres de acero.

Por otro lado, esa misma ecuación de la rigidez flexural de un alambre permite establecer que, en tratamientos ortodónticos que demandan dispositivos de diferente rigidez en distintas etapas, puede optarse por trabajar, en cada una de ellas, con alambres de otro espesor o con alambres de aleaciones de módulos muy significativamente diferentes.

Otro aspecto geométrico que también posibilita obtener rigidez flexural diferente en un alambre de una composición y un espesor determinado está referido a la geometría de su sección.

La figura 34-1 muestra que para un determinado espesor (medida máxima) el área transversal varía según se trate de una sección cuadrangular, cir-

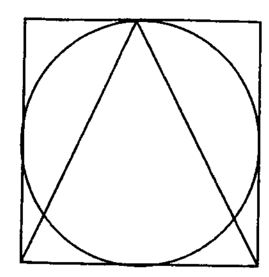


Fig. 34-1. Esquema de la diferencia de masa involucrada en el corte transversal de alambres de igual medida en su sección máxima pero diferente geometría en su sección.

cular o triangular. La primera representa un área mayor que la segunda y ésta, a su vez, una menor que la tercera.

Por esto una misma fuerza, al distribuirse sobre un área diferente, genera una tensión diferente. Para un mismo espesor y una misma composición, los alambres de sección cuadrangular tienen mayor rigidez que los de sección circular. Los de sección triangular son utilizados en algunos procesos industriales para conseguir limas endodónticas de mayor flexibilidad que las obtenidas a partir de los de sección cuadrangular. Además, el biselado o redondeamiento de los bordes de los alambres rectangulares puede influir sobre sus propiedades flexurales.

Por último, la rigidez final en su acción en un tratamiento está también determinada por el *diseño* del dispositivo. La confección de *loops* y otros tipos de vueltas que se realizan permiten extender el brazo de acción de la fuerza y así lograr el efecto deseado.

En definitiva, el profesional ortodoncista debe, luego de llegar a un determinado diagnóstico, establecer las características mecánicas necesarias en el aparato para utilizar en el tratamiento. A partir de esto selecciona un alambre de un determinado material, con una determinada medida y geometría, y confecciona el dispositivo con un determinado diseño.

Bandas metálicas en ortodoncia

Las bandas para ortodoncia se han cementado durante casi un siglo con cementos de fosfato de cinc. Pero en los últimos años se ha preferido el ionómero vítreo por su capacidad de liberación y recarga de fluoruros, buenas propiedades adhesivas y baja solubilidad.

En los años más recientes también se registra el uso clínico de ionómeros basados en ácidos polifosfónicos por su rápido endurecimiento y el logro de una estabilidad hidrolítica más temprana. Es necesaria una mayor investigación para la evaluación clínica de las propiedades de estos cementos.

Con una manipulación apropiada de ionómeros vítreos convencionales y reforzados con resinas y de composites modificados con poliácidos (compómeros) se logran resultados clínicos satisfactorios para el cementado de bandas, aunque estos últimos presentan mejores propiedades mecánicas que los ionómeros convencionales pero menor capacidad de liberación de fluoruros. El arenado del interior de las bandas previo al cementado aumenta la retención del dispositivo al diente.

Por otro lado, es oportuno recordar que la mayoría de las bandas metálicas se confeccionan con acero inoxidable. Pero también se comercializan con bajo contenido de níquel o aleaciones sin níquel y también con metales nobles.

Brackets para ortodoncia

Los *brackets* son dispositivos confeccionados con diseños adecuados a cada técnica ortodóntica. Sirven para conectar las distintas parte de un dispositivo ortodóntico a una pieza dentaria sobre la que es fijado en forma directa o a través de una banda metálica que circunda la pieza dentaria y a la cual el *bracket*, en este caso metálico, es adherido por soldadura.

En la fabricación de *brackets* se utilizan diferentes materiales metálicos, cerámicos, orgánicos (polímeros) o combinaciones de éstos. En cada *bracket* pueden identificarse una base y un cuerpo. La base presenta en su parte externa un área retentiva mediante la cual, en las técnicas de fijación directa, se lo adhiere al diente; generalmente se denomina "malla". El cuerpo está conformado por aletas, por lo general dos oclusales y dos gingivales para las técnicas en las que se coloca en la zona vestibular de las piezas dentarias, que conforman las paredes de la ranura o *slot*, que es el espacio en el que se aloja otra parte del dispositivo ortodóntico denominada *arco* que puede ser fijado a él mediante ligaduras de alambre delgado o poliméricas. En algunos *brackets* las aletas están interconectadas.

Las características superficiales del material con que es confeccionado el *slot* es de gran importancia, al igual que las características superficiales del arco que recibe, debido a los fenómenos de fricción que entre ellas puedan generarse. Debido a los efectos no ventajosos de este fenómeno, desde mediados de la década de 1930, se han introducido al mercado *brackets* llamados "autoligantes", que eliminan el uso de ligaduras mediante un diseño especial del *slot*. Actualmente pueden encontrarse *brackets* metálicos y otros cerámicos y de policarbonato con diferentes mecanismos de autoligadura.

Los *brackets* pueden obtenerse de acuerdo con diferentes tecnologías en una sola pieza o por partes debidamente unidas. La morfología de la base, la microestructura y composición de cada *bracket* pueden alterar el comportamiento clínico durante el tratamiento.

Brackets metálicos

Si bien pueden obtenerse por las tecnologías con computadoras, básicamente se confeccionan a través de los métodos de colada, inyección en un molde, fresado o una combinación entre ellos.

Los materiales para base y aletas metálicos son en su mayoría aleaciones de acero inoxidable de tipo austenítico. La liberación de níquel en condiciones bucales ha llevado al uso de aceros inoxidables con menor contenido de este metal. Una aleación conocida como 2205 contiene la mitad de níquel que la que se encuentra en un acero inoxidable habitual. Tiene una microestructura doble de fases austenítica y delta ferrítica.

Otra alternativa al acero convencional es la aleación 17-4, endurecida por precipitación. Sin embargo, tanto la aleación 2205 como la 17-4 han demostrado menor resistencia a la corrosión in vitro.

Últimamente se han introducido en el mercado *brackets* de titanio comercialmente puro o aleaciones de Ti-6Al-4V. Presentan biocompatibilidad, ausencia casi total de efectos alérgicos y alta resistencia a la corrosión. Otra alternativa libre de níquel son los *brackets* de aleaciones de cobalto-cromo. Existen también *brackets* de aleaciones nobles y recubiertos con oro, plata, paladio y platino para asegurar una mayor biocompatibilidad en pacientes alérgicos.

Se encontraron varias diferencias estructurales y morfológicas entre los *brackets* en la unión de la base y el cuerpo o aletas y en la zona de unión de éstas, muy probablemente atribuidas a sus procedimientos de fabricación y las diferencias entre las aleaciones y metales utilizados para la confección de las distintas partes.

Es de notar que la selección adecuada de los materiales y las técnicas para soldarlas o adherirlas durante la fabricación pueden prevenir la separación de las aletas de la base durante el tratamiento o al final de éste en los procedimientos de retiro de *brackets.* Además, la presencia de diferentes aleaciones en una misma pieza puede aumentar los riesgos de corrosión galvánica. Los "gaps" observados al microscopio electrónico de barrido entre las fases soldadas favorecen el desprendimiento, y también el atrapamiento de placa bacteriana cuando llegan hasta la superficie externa del *bracket.*

La mayoría de los aceros pueden ser soldados con casi todos los tipos de aleaciones metálicas, incluyendo oro, plata, cobre y níquel, aunque se evita utilizar este último por su posible liberación en el medio bucal. La soldadura de punto con láser es la indicada para *brackets* a base de titanio. En general, las aleaciones de aceros inoxidables son relativamente fáciles de soldar. Las que contienen titanio y aluminio requieren un control de la oxidación durante el procedimiento de soldadura. La calidad de la zona soldada depende de la composición de la aleación y la partícula metálica, el procedimiento de soldadura, la temperatura requerida y la atmósfera protegida en la que se realice.

Cabe destacar que si bien la tecnología de inyección de metales en un molde permite obtener *brackets* en una sola pieza y reducir las posibilidades de corrosión galvánica, la resistencia a la corrosión es significativamente diferente entre las distintas aleaciones con elementos similares. La liberación de iones no es proporcional a su contenido, sino a la resistencia a la corrosión de cada aleación en medio bucal.

El diseño de la malla retentiva es un detalle del *bracket* que debe ser muy tenido en cuenta por el ortodoncista y que el fabricante debe describir. Con el fin de mejorar la adhesión entre *bracket* y esmalte dentario se han mejorado los diseños de la base con tratamientos mecánicos y químicos o con zonas retentivas –"*undercuts*"– un diseño interior en la base con una malla de alambres de diferentes diámetros; mallas únicas y dobles; mallas metálicas integradas a través de soldaduras, tratamientos con láser, recubrimiento de plasma en la base; fusión de partículas metálicas o cerámicas; asperizado y micrograbado. Los *brackets* suelen presentar mallas de calibre 60, 80 y 100 (0,93; 0,123; 0,154 pulgada).

La geometría de la base y el material adhesivo influyen también en los valores de resistencia adhesiva. El diseño de la base del *bracket* debe permitir una adecuada penetración del adhesivo en sus retenciones y de la luz de fotopolimerización, así como reducir el atrapamiento de aire en sus microrretenciones para un correcto endurecimiento de los materiales adhesivos.

Con el propósito de acortar tiempos y maniobras clínicos, algunos fabricantes presentan *brackets* con la base recubierta por el material adhesivo fotopolimerizable debidamente protegido. Sin embargo, la evidencia clínica no ha hallado hasta ahora beneficios significativos entre *brackets* sin recubrimiento con adhesivo y con él, aunque debe reconocerse la facilidad de trabajo que brindan estos últimos.

Brackets cerámicos

La gran demanda de pacientes ortodónticos adultos ha incrementado la aplicación de este tipo de *bracket* que da por resultado un mejor efecto "estético" que el que se logra con los metálicos. La mayoría de los *brackets* cerámicos en la actualidad están hechos a base de trióxido de aluminio-alúmina.

Existen dos tipos de *brackets* de alúmina: policristalinos y monocristalinos o de zafiro. El zafiro sintético es el tercero en el orden de dureza luego del diamante y la alúmina. Si bien se logra con ellos una estética satisfactoria, estos *brackets,* por ser cerámicos, son frágiles y de baja resistencia a la fractura. La resistencia a la tracción de un cerámico depende del espesor del material y de los defectos en su superficie. Por lo tanto, el proceso de fabricación es muy importante para determinar la resistencia del cerámico. La presencia de poros o imperfecciones durante procedimientos como el fresado de fabricación contribuye a la reducción de la resistencia a la fractura de un *bracket* cerámico.

Al igual que los metálicos, estos *brackets* presentan una base y aletas mesiales y distales. Si están interconectadas por un volumen de material, se denominan *semitwin* (semigemelares), configurando así una misma unidad entre las aletas. Esto representaría un efecto estabilizador en el *bracket* al recibir las fuerzas, con el consiguiente aumento de la resistencia a la fractura. Si las aletas son una prolongación de la base del bracket, se denominan *true-twin* (gemelos verdaderos o unigemelares).

Cuando un arco es ligado al *bracket,* se generan tensiones traccionales. La reducción de volumen de las aletas o en la masa de interconexión de ellas

puede disminuir la resistencia a la fractura, al igual que la presencia de porosidad y rugosidad superficial del cerámico. Estos últimos defectos pueden atenuarse con un glaseado, tratamiento térmico controlado y sinterizado. Los *brackets true-twin* pueden obtenerse a través de inyección de un cerámico en un molde, con lo que se obtiene una superficie más lisa.

El desprendimiento de un grano cristalino puede disminuir significativamente la resistencia a la fractura. Sin embargo, algunos estudios han comprobado que los monocristalinos disminuyen la resistencia con el uso, llegando a niveles similares a los policristalinos. También se han presentado en el mercado *brackets* de circonia, que tienen mayor resistencia a la fractura pero con altos coeficientes de fricción.

Algunos fabricantes adhieren una ranura metálica al *slot* cerámico para disminuir los coeficientes de fricción. Con el propósito de acortar tiempos y maniobras clínicos, algunos fabricantes proveen *brackets* con la base recubierta por el material adhesivo fotopolimerizable debidamente protegido. También existen *brackets* de material orgánico reforzado –composite– con ranura metálica en el *slot* y sin ella.

Brackets poliméricos

Los *brackets* poliméricos, se han utilizado durante más de treinta años. Presentan cierta absorción acuosa, lo que favorece el crecimiento bacteriano y los cambios de color y olor. Su rigidez es notablemente inferior a la de los metales, por lo cual las aletas y el *slot* tienden a deformarse plásticamente. Esto dificulta la tarea clínica en el logro de ciertos movimientos y *torque*.

Otros están confeccionados con policarbonato puro o reforzados con cerámicos o con fibras de vidrio, en cuyo caso pueden ser considerados composites. El material polimérico se inyecta en un molde y la dispersión de rellenos cerámicos se fuerza dentro de aquél a una temperatura controlada. La distribución del refuerzo se hace en forma regular y se limita la cantidad de relleno expuesto en la superficie.

También se encuentran en el mercado *brackets* a base de poliuretano. Como el *slot* plástico se deforma ante las fuerzas ejercidas durante el tratamiento, algunos diseños presentan *slot* metálico, aconsejables para su uso clínico.

En 1997 se presentaron bajo patente alemana *brackets* a base de polioximetileno. A pesar de las mejoras mecánicas y de mantenimiento del color propiciadas por los fabricantes, algunos estudios comprobaron la degradación de sus polímeros ante diversos agentes y desaconsejan su uso en la boca debido a la liberación de formaldehído.

Adhesión en ortodoncia

Diversos materiales adhesivos son utilizados para la fijación de dispositivos ortodónticos a estructuras dentarias y no dentarias. Los *brackets*, botones y tubos son fijados a esos sustratos a través de materiales adhesivos basados en ácidos polialquenoicos como los ionómeros vítreos modificados con resinas, o basados en resinas como los composites de autocurado, fotocurado o duales.

Dentro de los composites de autocurado existe una variedad que no necesita mezcla de los componentes, ya que una de las jeringas proporcionadoras presenta mayor cantidad de catalizador que el otro envase. Los componentes se ponen en contacto en la boca bajo presión cuando se adapta el *bracket*. Este sistema es conocido como *no mix*. Algunas resinas de cianoacrilato son utilizadas en esta formulación.

Los composites fotopolimerizables permiten un mayor tiempo de trabajo para posicionar el *bracket* correctamente y evitar la porosidad por la mezcla de dos componentes. Los compómeros también son utilizados para la adhesión de *brackets*. No se aconseja el uso de composites viscosos ni demasiados fluidos, ya que no permitirían un adecuado posicionamiento del *bracket* en su lugar antes del endurecimiento final. El tamaño de partícula también es importante, ya que las más pequeñas permiten un mejor y más fácil pulido.

Existen en el comercio composites fotopolimerizables coloreados; uno de ellos es de tipo *flow*. Favorecen una mejor visualización de las zonas adheridas y así facilitan la eliminación de excesos del adhesivo y el control del espesor de material cuando se trabaja en zonas linguales y con *brackets* estéticos. Pueden visualizarse al ser expuestos unos segundos a la luz visible en posteriores sesiones de control.

Los sistemas adhesivos para el esmalte pueden seleccionarse entre los que usan el tratamiento con ácido como paso independiente o los denominados *autoacondicionantes*.

Varios factores determinan la calidad de la adhesión lograda: la composición, el módulo elástico y la viscosidad del adhesivo, el diseño de la base del *bracket*, las características de las superficies sobre las que será fijado el *bracket*, la presión aplicada durante la adaptación del *bracket*, la ubicación del diente en el arco dentario, las posibilidades de control de la humedad bucal, las condiciones clínicas del paciente como respiración bucal, entre otras.

Con los materiales para adherir *brackets* debe lograrse una resistencia adhesiva lo suficientemente alta para que el dispositivo no se desprenda accidentalmente durante el tratamiento. Al mismo tiempo, debe ser lo suficientemente baja, para poder desprender el *bracket* cuando sea necesario o al final del tratamiento sin ocasionar daños a la superficie sobre la que está adherido, ya sea esmalte u otro tipo de sustrato. Valores de resistencia adhesiva de alrededor de 6 a 8 MPa se consideran aceptables en estudios in vitro.

Las superficies no dentarias más comunes sobre las que se fijan *brackets* son las generadas por las porcelanas dentales y diversas aleaciones metálicas. Es difícil determinar el tipo de porcelana con la que se confeccionó una corona y por lo tanto la selección de un método adhesivo específico. Pero siempre hay que implementar los mecanismos para producir el menor daño posible a la superficie al retirar el *bracket*.

La superficie puede ser acondicionada con silanos y/o asperizada con puntas de diamante finas, con microabrasión con partículas de trióxido de aluminio de un tamaño de entre 30 y 60 micrómetros con una presión, distancia y tiempo determinados (en general se aconsejan 2 a 4 segundos) o con partículas de trióxido de aluminio modificadas con ácido silícico con una presión, distancia y tiempo determinados. También las superficies pueden ser tratadas con ácido fluorhídrico al 9,5% durante el tiempo indicado por el fabricante y con los cuidados clínicos correspondientes. Los tratamientos pueden combinarse y no existe un método de acondicionamiento ideal sin limitaciones.

En caso de superficies de aleaciones metálicas, los métodos alternativos son la microabrasión con partículas de trióxido de aluminio o con partículas de trióxido de aluminio modificadas con ácido silícico. Luego del acondicionamiento de las superficies, los brackets se adhieren a las superficies con los materiales antes mencionados.

Por otro lado, los composites reforzados con fibras (FRC) usados para coronas en prótesis y férulas en periodoncia se utilizan para confeccionar contenedores fijos. Se adhieren directamente a los dientes a través de materiales y técnicas adhesivos.

Los ionómeros vítreos modificados con resinas fotopolimerizables son de elección para la fijación de bandas ortodónticas.

Dispositivos para fotocurado en ortodoncia

El uso adecuado de dispositivos de fotopolimerización, lo que involucra el control y mantenimiento periódico de la aparatología, es esencial para el logro de un óptimo grado de conversión de las resinas utilizadas en ortodoncia para que alcancen sus propiedades finales (véase cap. 14). El escaso volumen necesario para que un cemento permita la adhesión de un bracket al diente hace que la contracción total de polimerización y las tensiones por ella generadas no constituyan un factor de significación clínica relevante como en el caso de la confección de restauraciones por técnicas directas.

Por tal motivo es ventajoso, en ortodoncia, el empleo de dispositivos de alta intensidad, como las lámparas de arco de plasma y láser de argón, ya que permiten la adhesión de un *bracket* en un lapso entre 3 a 10 segundos. Con ello se disminuye significativamente el tiempo de trabajo clínico. También se han introducido en el mercado nuevas lámparas a base de diodos de alta intensidad que permiten la adhesión de *brackets* en 5 segundos.

Bandas elásticas en ortodoncia

En algunas etapas de algunos tratamientos ortodónticos se utilizan bandas o ligaduras elásticas de materiales orgánicos para aplicar fuerzas. Resulta más correcta la denominación de "módulos elastoméricos" y se confeccionan con materiales orgánicos (cap. 5).

Se comercializan para ser usados como medios de fuerzas intermaxilares, ligaduras o como separadores de dientes. Pueden obtenerse por inyección en un molde o por corte de un tubo (*die punching*), generalmente de sección rectangular. Este último procedimiento es el más comúnmente usado en los últimos años.

De acuerdo con su forma de obtención, han cambiado no sólo su presentación comercial, sino también sus propiedades químicas y físicas. Los módulos obtenidos por corte de un tubo parecerían ser un 50% a un 80% más resistentes que aquellos producidos por inyección en un molde.

Se presentan en tonos claros: transparentes, blancos, grises y coloreados. Diversos autores indican diferencias mecánicas entre ligaduras sin colorear y coloreadas. Pueden adquirirse comercialmente módulos elastoméricos con fluoruro incorporado. En los primeros módulos con fluoruro comercializados con frecuencia se registraban fracturas y duplicaban su peso al cabo de algunas semanas en el medio bucal. Los separadores de piezas dentarias elastoméricos pueden presentarse también con relleno de bario.

Los módulos fabricados con látex (goma natural) han sido en gran medida reemplazados, entre otros motivos por las reacciones alérgicas que en algunos pacientes generan los elastómeros sintéticos.

Las bandas se presentan en el comercio de acuerdo con el diámetro y el nivel de fuerza, de una manera fácilmente identificable tanto para el profesional como para el paciente.

A diferencia de lo que sucede en los materiales metálicos, en estos materiales orgánicos el comportamiento mecánico real se aparta significativamente de lo indicado por los gráficos de tensión/deformación y la ley de Hooke, aun a temperaturas próximas a las regularmente habituales en el ambiente y la cavidad bucal. Es frecuente describir, por este motivo, su comportamiento como viscoelástico, tal como se analizó en el capítulo 2.

Ese comportamiento ante la aplicación de una tensión inferior al límite proporcional es capaz de producir deformación permanente (*creep*) si se mantiene cierto tiempo. Y también que una determinada deformación, tal como la que se genera para activar una banda elástica en ortodoncia y así transmitir fuerzas que movilicen piezas dentarias, provoque una tensión que va disminuyendo a medida que la estructura se acomoda a esa deformación. Este fenómeno se conoce como de *relajación de tensiones* y por eso en el tratamiento ortodóntico resulta necesario reemplazar progresivamente las bandas elásticas (muchas veces se instruye al paciente para hacerlo) para mantener el efecto buscado.

Es posible disminuir un poco esta necesidad si se utilizan bandas confeccionadas con algunos elastómeros sintéticos cuyos comportamientos son más cercanos a la elasticidad que los que se hacen con derivados del caucho natural (goma). Esto hace posible disminuir la frecuencia con la que se instruye al paciente en la realización de su recambio.



Ortodoncia sin alambres metálicos

Arcos de composite

Con el fin de lograr una mayor estética durante el tratamiento ortodóntico, se ha llevado a cabo investigación orientada hacia el reemplazo de los alambres y arcos metálicos por arcos de composites reforzados con fibras. A través de un método de pultrusión se obtienen varillas rectas de estos composites con variaciones en el contenido, el patrón, el diámetro de las fibras y el número de filamentos. Puede así seleccionarse un tipo de composite para cada etapa del tratamiento. Estas varas de geometría redonda o rectangular han demostrado que poseen resiliencia y propiedades flexurales similares a las de algunas aleaciones metálicas in vitro.

Otros arcos de composites previamente contorneados fueron confeccionados bajo otro procedimiento. No obstante, es necesaria una mayor investigación para su uso en el área clínica.

Alineadores "invisibles"

Para el logro de una mayor estética y comodidad durante el tratamiento ortodóntico, una técnica desarrollada comercialmente propone el empleo sucesivo de placas o cubetas de polímero removibles, transparentes, individualizadas y adecuadamente adaptadas para el tratamiento de determinados casos clínicos. Se prescinde de esta forma del uso de *brackets* y arcos. Las cubetas se obtienen mediante tecnología de imágenes digitales tridimensionales a partir de las impresiones de siliconas de la boca del paciente que el odontólogo envía a la empresa. Cada placa o alineador provoca el movimiento de algunos dientes a través de fuerzas controladas y en un período dado, de acuerdo con el plan de tratamiento.

Ejercitaciones

- Fundamente el uso de alambres metálicos en la realización del trabajo clínico en ortodoncia.
- Describa las composiciones más frecuentes de los alambres de uso en ortodoncia y diferencie sus propiedades más significativas.
- Enumere las características y estructuras de dispositivos y elementos que se utilizan en ortodoncia además de los alambres metálicos.



35

Implantología

El reemplazo de las piezas dentarias que faltan, tal como se ha visto en los capítulos precedentes, se realiza mediante la confección de prótesis removibles (totales o completas y parciales) y de prótesis fijas. Las fuerzas oclusales que actúan durante la función sobre estas prótesis son transmitidas en última instancia al hueso maxilar a través de las estructuras de la cavidad bucal: el reborde residual (mucoso y óseo) y las piezas dentarias remanentes. Por eso suele hablarse de prótesis con carga por vía mucosa o dentaria, respectivamente. (En algunas clasificaciones se reconocen como prótesis mucosoportada o dentosoportada.)

Las posibilidades de reponer los dientes que faltan, mediante la colocación de elementos fijados en el tejido óseo, implantándolos e integrándolos a ese tejido, generó una nueva disciplina dentro de la odontología, la *implantología*, que condujo al desarrollo de técnicas quirúrgicas destinadas a lograr no sólo la integración de implantes en los huesos maxilares, sino también la regeneración del tejido óseo perdido o reabsorbido, indispensable para la colocación de esos implantes.

Estos avances fueron acompañados o generados por el desarrollo de materiales para confeccionar esos implantes e injertos con adecuadas propiedades de biocompatibilidad o tolerancia biológica, y de propiedades mecánicas indispensables para lograr un resultado clínico exitoso. Este capítulo tratará sobre algunos materiales empleados en implantología bucal, sus propiedades y usos para posibilitar una adecuada selección.

Materiales

Tomando en cuenta la clasificación de los materiales, sobre la base de los átomos que constituyen su estructura en metálicos, cerámicos y orgánicos, puede establecerse que en implantología se usan estas tres categorías de materiales para diferentes indicaciones y con distintos procedimientos.

Así, los materiales metálicos son los que más se han empleado en la fabricación de los distintos tipos de implantes, mientras que los materiales orgánicos son los más utilizados en la confección de membranas y otros elementos para guiar la regeneración de hueso. En tanto, los materiales cerámicos se han empleado indistintamente para la preparación de implantes así como para la preparación de injertos sustitutivos del hueso natural.

Propiedades de los materiales para implantes

Los materiales para implantes deben reunir adecuadas propiedades biológicas, físicas, químicas y mecánicas. Si bien no existe el material ideal para implantes, muchos de ellos cumplen con los requisitos exigibles por la situación implantológica.

Propiedades biológicas

Es de fundamental importancia que cualquier material implantado en el organismo no provoque reacciones adversas en él sino que, por el contrario, genere aquellas reacciones que permitan obtener el efecto deseado. En otras palabras, el material debe ser biocompatible.

En el caso de un implante a insertar en el tejido óseo, estas consideraciones representan la necesidad de que pueda interaccionar con el hueso de manera tal que se produzca una total integración funcional y estructural entre el implante y el tejido.

La situación así identificada se define habitualmente como *osteointegración* u *oseointegración*. Esto implica una serie de acontecimientos biológicos que van desde una respuesta inicial del tejido anfitrión (u hospedero), en este caso el hueso, ante la colocación de un cuerpo extraño (el implante) en una herida, hasta el desarrollo de una osteogénesis en la interfase implante-hueso que asegure la inmovilidad para el funcionamiento clínico.

El conocimiento detallado del mecanismo de oseointegración con la gran cantidad de variables y factores que determinan el éxito de un implante comprende un vasto capítulo que excede los objetivos de este texto, aunque más adelante se hará referencia al papel que desempeña la superficie del material con el que se fabrica el implante.

Propiedades físico-químicas

Los materiales para implantes pueden presentar alteraciones superficiales, como corrosión, solubilización de algunos componentes, desintegración en función del tiempo. Estas características o propiedades ya fueron indicadas y explicitadas en capítulos anteriores, aunque conviene recordar y aplicar ese conocimiento en esta oportunidad.

Puesto que la mayor parte de los implantes son de naturaleza metálica, su resistencia a la corrosión y, por consiguiente, su biocompatibilidad dependen de una capa de pasivación que los haga inalterables y, si es posible, genere una interacción adecuada con el sustrato biológico. Por ejemplo, la incorporación de cromo a las aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno quirúrgico o a las aleaciones de acero quirúrgico genera esa capa continua de óxidos que asegura su resistencia a la corrosión. El titanio, como se indicará luego, es muy bien tolerado por el organismo en virtud de su capa de óxidos pasiva que, además, determina una adecuada oseointegración.

Propiedades mecánicas

El objetivo último de la colocación de un implante dental es recibir una restauración protésica. Por lo tanto, deberá estar en condiciones de sobrellevar las cargas o fuerzas de la oclusión que transmita la restauración que se ubica sobre él.

Los materiales seleccionados para implantes deben poseer adecuadas propiedades mecánicas, fundamentalmente rigidez, resistencia (traccional, a la fluencia, a la fatiga) y tenacidad (resistencia a la fractura) no sólo para recibir las cargas a que están sometidos, sino también para poder transmitirlas al hueso al que están integrados. La rigidez del implante indica la mayor o menor deformación que experimenta ante la aplicación de cargas y se determina mediante el módulo de elasticidad (cociente entre la carga aplicada y la deformación que ésta produce dentro del rango de comportamiento elástico del material). Por lo general, los materiales que se utilizan en la fabricación poseen un módulo de elasticidad superior al del hueso cortical y esponjoso, pero conviene tener presente que un material muy rígido también suele ser muy frágil, y éste es un factor para considerar sobre todo en aquellos implantes cerámicos de gran rigidez pero frágiles.

Los implantes están sometidos a una gran variedad de cargas: traccionales, de corte, torsionales, axiales, por lo que importa conocer su capacidad para no romperse ante esas cargas, es decir, su resistencia. Las fallas estructurales de los materiales para implantes se relacionan con la fatiga que puedan experimentar; en efecto, cuando los materiales se encuentran sometidos a ciclos de cargas, tal como ocurre durante la masticación, pueden producirse fallas con el tiempo, aun cuando esas cargas sean inferiores a los valores de resistencia final. Pequeñas resquebrajaduras o defectos pueden propagarse gradualmente hasta generar la fractura. Mediante curvas de fatiga que representan ciclos de diferentes cargas aplicadas en determinado tiempo, se puede estudiar esta importante propiedad de los materiales para implantes.

Diseños de los implantes en relación con sus propiedades

Los implantes requieren una forma geométrica determinada en función de la integración con el hueso y para optimizar sus propiedades mecánicas. Si bien no existe un diseño único, las espiras y su ángulo en relación con la superficie de contacto adquieren relevancia para el destino de la futura

oseointegración, pero en ese diseño la morfología microestructural del implante también es importante.

Algunos implantes pueden presentar una superficie rugosa, otros una superficie lisa, algunos están recubiertos o revestidos con otro material o pueden darse combinaciones de cualquiera de las situaciones descritas.

Existen implantes macizos, otros roscados, algunos presentan en su parte inferior una terminación hueca en forma de canastilla, algunos son cilindros lisos. Es decir, que existe una gran variedad de formas, tamaños, superficies, todas condicionadas al tejido sobre el que se colocan.

Independientemente de estas variables, cualquier implante, una vez colocado, requiere un tiempo para oseointegrarse que varía según el maxilar, el tipo de hueso existente y otros factores clínicos específicos de cada caso.

Implantes metálicos

Se han utilizado varios metales puros y aleaciones metálicas como implantes; sin embargo, el titanio constituye prácticamente la base de la implantología actual. Las aleaciones de cobalto-cromo quirúrgico, con un importante contenido de molibdeno, permiten obtener por colada diversas formas como armazones que se pueden implantar directamente sobre el periostio. Si bien estas aleaciones son muy rígidas y poseen elevada resistencia a la corrosión, carecen de adecuada ductilidad, lo que dificulta su adaptación.

El titanio (denominado así en alusión a la fuerza de los titanes de la mitología griega) es un metal que comenzó a utilizarse en aplicaciones odontológicas a partir del conocimiento de sus propiedades adquirido a través del extenso empleo de este metal en la industria aeroespacial.

Si bien se redescubrió a fines del siglo XIX, hasta principios de la década de 1950 no se advirtieron sus principales propiedades. El titanio se funde a 1.660 °C. Cristaliza en el sistema hexagonal compacto, lo que explica su resistencia mecánica, y prácticamente no existe en estado puro sino que, en contacto con el aire o en presencia de fluidos, se oxida formando una capa estable de pasivación (dióxido de titanio) que le confiere elevada resistencia a la corrosión.

En el caso de los implantes dentales se usa el titanio comercialmente puro (99% de titanio), en contraposición a una de las aleaciones de titanio, Ti-6Al-4V (aleación de titanio con 6% de aluminio y 4% de vanadio), que si bien posee excelentes propiedades, resulta más costosa y presenta una menor adhesión celular a su superficie durante el proceso de oseointegración.

Los implantes se fabrican por torneado o maquinado, situación en la que adquiere relevancia su diseño geométrico. Una vez conformados en sus distintos tamaños, se acondiciona su superficie de manera de obtener distintas rugosidades o distintos tipos de lisura superficial. Existen técnicas de acondicionamiento con ácidos fuertes, arenado o tratamientos térmicos ("spray" plasmático). Algunas marcas comerciales recubren partes de sus implantes con formas de fosfato de calcio (p. ej., hidroxiapatita), con el objeto de lograr una más rápida oseointegración. Todos estos procedimientos, si bien pueden mejorar la biocompatibilidad del implante de titanio, pueden disminuir sus propiedades mecánicas.

Durante la colocación del implante en el sitio receptor y durante la manipulación previa debe cuidarse de no dañar o crear una solución de continuidad en su superficie, ya que en tal caso se pierde la pasivación y aumentan las posibilidades de corrosión. Por ello, los implantes suelen comercializarse en envases o envoltorios que permiten colocarlos sin tocarlos y con la tapa del envase actuando como soporte o sostén.

A través de su capa oxidada, y durante un período de alrededor de seis meses, aproximadamente, se sucede una serie de eventos superficiales, que van desde la adsorción de moléculas de agua, proteínas y aminoácidos hasta la aposición de distintos tipos celulares y finalmente de hueso, lo que constituye la denominada *oseointegración*.

Materiales cerámicos

Como el hueso es un material fundamentalmente cerámico, el empleo de un implante cerámico surge como una alternativa de fundamento lógico. Hasta que se empezó a usar titanio, eran comunes los implantes de alúmina (óxido de aluminio). Pero la estructura excesivamente rígida y a la vez frágil y quebradiza de los materiales cerámicos hizo que se fueran descartando para la fabricación de implantes. No obstante, el uso de materiales cerámicos bioactivos, bioinertes y biorreabsorbibles para el reemplazo del tejido óseo perdido o reabsorbido ha cobrado gran importancia e interés científico.

La alúmina (Al_2O_3) y el carbono vítreo son dos materiales bioinertes o simplemente inertes, por tratarse de elementos totalmente oxidados y, por lo tanto, químicamente estables. Son bien tolerados por el organismo y no promueven la formación de tejido óseo.

Los materiales cerámicos bioactivos son aquellos que, al ser parcialmente solubles, promueven la formación de hueso y una íntima unión con éste. Algunos vidrios cerámicos y vidrios bioactivos ("Bioglass") están constituidos por varios óxidos metálicos, fosfatos y sílice que pueden integrarse al tejido óseo y establecer una interfase capaz de soportar las cargas funcionales que se generan sobre esa superficie.

La hidroxiapatita constituye otro material bioactivo que se emplea mucho en implantología. Este compuesto, similar al componente mineral del hueso y del diente, no es más que un fosfato de calcio con diferentes estructuras que se usa como sostén del hueso o bien como material de recubrimiento de implantes metálicos. Cuando la hidroxiapatita es densa (cristalina) y no porosa, suele utilizarse como revestimiento de partes de un implante de titanio mediante un proceso de depósito ("spray" plasmático). En este caso, el objetivo es que actúe como una barrera ante la posible corrosión del metal y como oseoinductora.

La hidroxiapatita puede ser menos densa (porosa) y emplearse como injerto; en tal sentido pueden obtenerse diversos grados de porosidad que se proporcionan en bloques o en formas granuladas para lograr rellenar defectos óseos o bien aumentar el reborde alveolar desdentado. La hidroxiapati-

ta microporosa proviene del coral (hidroxiapatita coralina de 50 a 200 mm), mientras que la macroporosa se obtiene de hueso bovino (más de 250 mm) y también de hueso humano liofilizado.

Los materiales cerámicos biorreabsorbibles o biodegradables poseen mayor solubilidad y se reabsorben gradualmente y se integran al tejido óseo. Diversos fosfatos de calcio, de variable relación fosfato/calcio, se emplean con tales fines, como el fosfato tricálcico o el fosfato tetracálcico, en diversos procedimientos clínicos que permiten aumentar el reborde alveolar, rellenar defectos óseos y también, parcialmente, el seno maxilar (elevación del piso de seno maxilar).

Materiales orgánicos

Si bien se han utilizado algunos polímeros para fabricar implantes, los resultados logrados no han sido comparables a los conseguidos con materiales metálicos, principalmente en virtud de sus propiedades mecánicas e inestabilidad química. El uso de resinas reforzadas o combinadas (composites) tampoco ha demostrado hasta el momento que sea mejor que los implantes metálicos de titanio. Sin embargo, los materiales orgánicos han sido muy útiles para distintas técnicas de regeneración tisular guiada.

Con las membranas orgánicas fijadas o mantenidas en contacto con sustratos óseos alterados por reabsorciones o dehiscencias, puede lograrse la generación del hueso (regeneración) necesaria para recibir luego un implante o mejorar la situación periodontal de piezas dentarias. Estas membranas pueden ser reabsorbibles o no. Para confeccionar membranas reabsorbibles se utiliza el colágeno, de fácil manipulación y conformado, hemostático y semipermeable, cuya característica es que pueden dirigir la orientación celular (quimiotaxis). Los ácidos poliláctico/poliglicólico son otros materiales aptos para confeccionar membranas reabsorbibles.

Las membranas no reabsorbibles para inducir la regeneración ósea se han usado ampliamente, en especial las de "teflón" (politetrafluoroetileno, PTFE), o más recientemente, las de "teflón expandido" (E-PTFE) o las de "teflón" reforzadas con titanio.

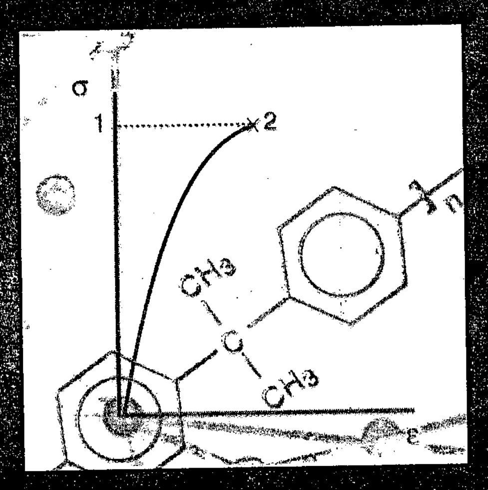
En cuanto al empleo de sustancias de naturaleza orgánica, como las proteínas morfogenéticas, incorporadas o no a elementos cerámicos y sus mecanismos de acción, nos limitamos sólo a mencionarlas ya que su análisis excede los objetivos de este manual.

Ejercitaciones

- Identifique las condiciones y las propiedades de biocompatibilidad de un material que posibilitan su empleo en la confección de implantes en odontología.
- Enumere las propiedades que son de interés en la confección de un implante dental.

- Describa las características de algunos materiales utilizados en la construcción de implantes dentales.

Macchi



Materiales Dentales

4ª EDICIÓN

El autor y sus colaboradores presentan la 4ª edición de *Materiales Dentales*, obra que utilizan desde hace años en su tarea docente con alumnos de la carrera de Odontología en la Universidad de Buenos Aires.

La experiencia recogida les ha permitido concretar un texto que cubre las necesidades de conocimiento sobre la disciplina y que puede ser fácilmente utilizado y comprendido por quienes se inician en el empleo de materiales en odontología.

Los contenidos están agrupados en cinco secciones. En la Sección I *Fundamentos* se analizan conceptos de la denominada Ciencia de los Materiales, que ha crecido a partir de la aplicación de los conceptos de física y química al conocimiento de los elementos que el hombre siempre ha utilizado para desarrollar sus actividades, construir sus obras y ejercer diferentes oficios y profesiones.

Con esos conceptos se encara, en las secciones siguientes, el estudio de los materiales aplicados en los procedimientos odontológicos más comunes: *Restauraciones plásticas* (Sección II); *Impresiones y modelos* (Sección III);
Incrustaciones, coronas y puentes (Sección IV) y *Otras aplicaciones* (Sec
Al final de cada capítulo se han incorporado enunciados para ejercita
objetivo es la relectura de los contenidos y la búsqueda de informac
posibilite fijar los conocimientos y comprender sus fundamentos y aplic
Este excelente texto es una guía indispensable en el aprendizaje de lo
pios básicos fundamentales para el desarrollo de las técnicas odont
que requieren la aplicación de materiales.
Será una obra de elección para estudiantes y también para los profes
interesados en ampliar la base de sustentación de sus conocimientos
ejercicio profesional.

ISBN: 978-950-06-1583-9



EDITORIAL MEDICA panamericana